10. Jahrestagung der Deutschen
Gesellschaft für Biomechanik (DG*f*B)
29.– 31. März 2017
Medizinische Hochschule Hannover

Abstractband

Inhalt

Session 1 • Endoprothetik 4

Session 2 • Zahn- und Kieferbiomechanik 16

Session 3 • Numerische Methoden 25

Session 4 • Osteoarthrose, Knorpel und Meniskus 37

Session 5 • Ganganalyse I 50

Session 6 • Bewegungsapparat 62

Session 7 • Ganganalyse 2 77

Session 8 • Endoprothetik, Orthopädietechnik, Freie Themen 91

Session 9 • Sport 100

Session 10 • Cardiovascular Biomechanics 112

In cooperation with the TECAS ITN European Doctoral Academy 112

Session 11 • Young Investigator Award 121

Session 12 • Triboloie 135

Session 13 • Mechanobiologie und Regeneration 144

Session 14 • Frakturheilung und Implantate 152

Session 15 • Klinische Studien und Rehabilitation 159

Postersession 1 • Ganganalyse I 170

Postersession 2 • Implantate und Tribologie I 186

Postersession 3 • Numerische Modelle 195

Postersession 4 • Sport 206

Postersession 5 • Freie Themen 222

Postersession 6 • Frakturheilung und Implantate 230

Postersession 7 • Ganganalyse II 234

Postersession 8 • Implantate und Tribologie II 253

Postersession 9 • Gewebe und Bewegungsapparat 266

Postersession 10 • Zahn- und Kieferbiomechanik 279

Session 1 • Endoprothetik

V 1

Inter- and intra-operator reliability in patient-specific template positioning for total hip arthroplasty. A cadaver study

M. Krämer, L. Kahrs, K. I. Friese, C. von Falck, C. Hurschler (Hannover/DE)

Fragestellung

The implantation of the acetabular component has a strong effect on the clinical outcome of the total hip arthroplasty [1-3]. Additive three-dimensional printed, patient specific templates (PST) are promising tools which could prohibit a potential misalignment of the acetabular cup. The objective of our study was therefore to build PSTs with various dimensioned reference surfaces, followed by in-vitro investigations to examine the inter- and intra-operator reliability as well as the overall precision of these PSTs. We hypothesized that a template design could be found that guarantees practical usability and positional repeatability acceptable to be useful in THA surgery.

Material und Methode

Seven macroscopically normal human hemi-pelvis specimens were used for this study. After medical imaging with a 64-row MDCT scanner, the bony structure of each specimen was segmented using a combination of different algorithms with manual post processing by one operator. The segmented pelvic specimens were then further processed to PSTs with three different imprint heights (T1-T3) and manufactured using a Fused Deposition Modeling based 3D rapid prototyping system. Three volunteers were then asked to place the manufactured templates in the prepared acetabulum. They were requested to repeat this procedure 10 times for each template. For the recording of a repeated positioning of the PST relative to the acetabulum an optical tracking system was used. Overall precision of the PSTs were calculated. Intra-class correlation coefficients (ICC) were determined to evaluate the intra- and inter-operator reliability.

Ergebnis

The inter- and intra-operator reliability of template T1 showed better results than the other templates, with excellent reliability in all orientations (Rx, Ry, Rz) ranging from 0.93 to 0.98. The intra-operator agreement was mixed with excellent to poor reliabilities (Table). A strong difference in precision between the PST designs could be observed. Our study has shown that by use of a PST, the desired orientation of the acetabular shell can be adjusted with an overall precision of up to 1.55°, depending on the template design: The averaged deviation from the mean pose was 1.55° (SD 1.1°) for T1, 2.45° (SD 1.68°) for T2, and 4.09° (SD 2.04°) for T3. The mean values as well as SD in the single direction increased steadily from T1 to T3. The precision was significantly different between T1 and T3 (Figure).

Schlussfolgerung

This study provides further insight into the application of a PST based approach for the implantation of the acetubular shell. The precision of the PSTs depends on the height of the template. The PSI with the largest contact surface showed good precision values with overall excellent inter- and intra- reliabilities. Based on our results, we believe that an application of the PST based acetabular shell positioning in total hip arthroplasty procedures can potentially increase the precision of implant component placement.

Acknowledgments

This research was supported by B.Braun Aesculap

References

[1] Biedermann et al., Bone Jt J, 2005;87–B:762–9
[2] Fujishiro et al., Int Orthop, 2016;40(4): 697-702
[3] Desy et al., CORR, 2011:469(6): 1635-1641

Figure: Deviation from averaged orientation of the used PSTs T1-T3.
Table: ICC scores (r_inter , r_intra) of the inter- and Intra-operator agreement measurements for the Templates T1-T3.

Abb. 1

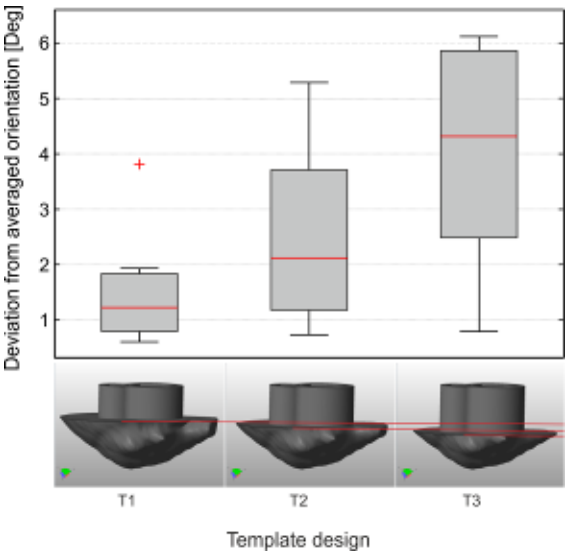


Abb. 2

	T 1			T 2			T 3		
	Rx	Ry	Rz	Rx	Ry	Rz	Rx	Ry	Rz
r_inter	0,93	0,98	0,96	0,75	0	0,18	0,72	0,59	0,49
r_intra	0,87	0,48	0,93	0,63	0,91	0,34	0,911	0,611	0,51

V 2

Untersuchung der Implantatstabilität des unikondylären Kniegelenkersatzes bei femoralem Knochendefekt – Oxford One Peg versus Twin Peg Design

S. Jäger, J. Eckert, M. Klotz, N. Beckmann, R. G. Bitsch (Heidelberg/DE)

Fragestellung

Der zementierte unikompartimentelle Kniegelenkersatz mit dem Oxford Kniesystem kann gute klinische Langzeitergebnisse vorweisen. Es ist jedoch bekannt, dass es bei der Zementierung der femoralen medialen Komponente zu einer inadäquaten posterioren Zementpenetration kommen kann. In Verbindung mit einem knöchernen Defekte (durch Osteophytenresektion oder vorbestehende Erkrankungen des Knochens wie beim M. Ahlbäck) ergibt sich ein Worst Case Szenario. Ziel dieser experimentellen Studie am Humanpräparat war es die femorale Implantatstabilität einer unikondylären Single Peg und Twin Peg Komponente unter Worst Case Bedingungen zu untersuchen.

Material und Methode

In einer randomisierten experimentellen Studie an 12 gepaarten fresh-frozen Kniegelenken (Spenderdaten: mittleres Alter 67,7 Jahre, mittleres Gewicht 95,6 kg und mittlere Größe 1,73 m) wurden zementierte femorale Oxford Schlittenprothesen mit One Peg bzw. Twin Peg Design implantiert. Die Relativbewegung im Bereich der Pegs zwischen Implantat und Knochen wurden unter zyklischer Belastung bei einem Kniebeugungswinkel von 70° und 115° mit einem optischen Messsystem erfasst. 70° und 115° als Einstellungen für die Knieflexion wurden gewählt um Aktivitäten des alltäglichen Lebens abbilden zu können. 70° steht hierbei für die Aktivität Aufstehen vom Stuhl, 115° steht für die Aktivität Tiefe Kniebeuge. Die Simulation der physiologischen Belastungen erfolge uniaxial in einem Hydropulser. Die Krafteinleitung erfolgte für jeden Gelenkwinkel jeweils bikondylär mit einer Frequenz von 1 Hz über 10.000 Zyklen. Die Knochendichte eines jeden Präparates wurde durch DEXA-Messung am proximalen Femur bestimmt. Für die statistische Auswertung wurde ein Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau lag bei $p = 0{,}05$.

Ergebnis

Zwischen den beiden Gruppen zeigte sich bezüglich der Knochendichte kein signifikanter Unterschied ($p=0{,}656$). Die maximale Relativbewegung zwischen Implantat und Knochen unter physiologischer Belastung betrugen bei einem Kniegelenkwinkel von 70° in der Single Peg-Gruppe im Mittel 99,7 µm (SD 8,4 µm) und in der Twin Peg-Gruppe 61,8 µm (SD 7,5 µm) und zeigten einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Implantaten ($p < 0.01$). Bei einem Kniegelenkwinkel von 115° betrug die maximale Relativbewegung in der Single Peg-Gruppe im Mittel 234,7 µm (SD 36,6 µm) und in der Twin Peg-Gruppe 180,3 µm (SD 20,1 µm) und zeigten einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Implantaten ($p < 0.01$).

Schlussfolgerung

Unter physiologischer Belastung ließen sich in unserem Versuchsaufbau bezüglich der Relativbewegung unter Worst Case Bedingungen Unterschiede zwischen den beiden Prothesendesigns feststellen. Eine Verankerung der femoralen Komponente beim Oxford unikomartimentellen Kniegelenkersatz mit einem Twin Peg zeigt signifikant reduzierte Relativbewegungen im Vergleich zum Single-Peg Design.

V 3

Entwicklung eines Messsystems zur Untersuchung des Krafteintrags und der Dämpfungssituation bei der Herstellung der konischen Klemmung zwischen HTEP-Schaft und –Kopf

T. Wendler (Leipzig/DE), S. Schleifenbaum (Leipzig/DE), T. Prietzel (Blankenhain/DE)

Fragestellung

Nahezu alle heutigen Hüftendototalprothesen (HTEP) besitzen ein modulares Hüftstielsystem, bei dem der künstliche Gelenkkopf erst während der Operation mit dem Schaft der Prothese verbunden wird. Die Verbindung der beiden Komponenten wird über den Reibschluss einer konischen Klemmung realisiert. Entscheidend für die Verbindungsfestigkeit der Klemmung ist die einmalig in Richtung der Halsachse aufgebrachte Maximalkraft, die sowohl von dem eingeleiteten Impuls als auch von der Dämpfung des menschlichen Körpers abhängt. Die Herstellung der Klemmung erfolgt über einen Hammerschlag des Operateurs, was bei verschiedenen Operateuren eine große Varianz bzgl. des eingeleiteten Impulses und dessen Richtung zur Folge hat. Um die Fügekräfte verschiedener Operateure und den Einfluss der dämpfenden Weichteilsituation zu untersuchen, wurde ein Messsystem entwickelt, welches in situ eingesetzt werden kann.

Material und Methode

Für die Messung der Fügekraft wird aufgrund der geringen Baugröße und der hohen Grenzfrequenz ein piezoelektrischer Kraftaufnehmer (PCB 208C05; PCB Piezotronics Inc., Depew, NY, USA) verwendet, welcher sich zwischen Konus und Stiel des Schaftes einer dafür bearbeiteten Messprothese (CBC, Mathys AG) im Hauptkraftschluss befindet (siehe Abb. 1). Die Dämpfung wird mittels der Impulsantwort eines Beschleunigungssensors (PCB 356A03; PCB Piezotronics Inc., Depew, NY, USA), welcher auf der Deckseite des Konus appliziert ist, berechnet. Versorgt werden die Sensoren über einen Signal Conditioner (PCB 482C15; PCB Piezotronics Inc., Depew, NY, USA) und ausgelesen durch ein DAQ-Modul (USB 6210, National Instruments). Die Verarbeitung der Messdaten übernimmt eine eigens entwickelte Software auf einem separaten PC. Beide Sensoren wurden mittels diverser Pendelversuche im Labor validiert. Das Pendel leitete dabei einen definierten Impuls ein, dessen Eigenschaften mit den Sensoren gemessen und mit den theoretisch vorhandenen Werten verglichen wurden. Der Kraftsensor zeigte dabei eine Abweichung von weniger als 1 % und der Beschleunigungssensor von ca. 2 %.

Ergebnis

Die Validierung der Sensoren hat gezeigt, dass mit dem Messsystem sehr genau gemessen werden kann und somit die Maximalkraft bei der Herstellung der konischen Klemmung und die dabei vorhandene Dämpfung untersucht werden können. Die Messprothese (siehe Abb. 2) ist von lateral gesehen symmetrisch, sodass sie sowohl links als auch rechts implantiert werden kann. Wodurch die Fallzahl bei geplanten in-situ-Versuchen verdoppelt wird. In der Literatur ist zu lesen, dass die Impaktionskraft im Bereich von 4 kN liegen sollte um eine gute Verbindungsfestigkeit zwischen Konus und Kopf zu erreichen. Erste Laboruntersuchungen zeigen, dass man mit einem üblichen OP-Hammer (416 g) und deutlich starrerem Aufbau, als es in-situ der Fall ist, diese Größenordnung mit einem normal harten Hammerschlag erreichen kann. Lagert man die Messprothese jedoch in einem Block aus Gummi, erreicht man bei ähnlich hartem Schlagen nur noch ein Drittel der angestrebten Vorgabe. Demnach ist die Dämpfung neben der Schlaghärte einer der größten Einflussfaktoren auf die Impaktionskraft.

Schlussfolgerung

Den getätigten Laboruntersuchungen werden umfangreiche in-situ-Versuche folgen, mit denen einerseits die Varianz verschiedener Operateure bei der Impaktion und andererseits die Dämpfungseigenschaften untersucht werden sollen. Es ist davon auszugehen, dass sehr stark divergierende Kräfte gemessen werden. Des Weiteren ist nach den Untersuchungen im Labor davon auszugehen, dass die in der Literatur angegebene optimale Fügekraft von 4 kN im Mittel nicht erreicht wird. Bestätigen sich diese Thesen, sollte man die Impaktion des künstlichen Gelenkkopfes in Form eines dafür vorgesehenen Instruments standardisieren.

Abb. 1

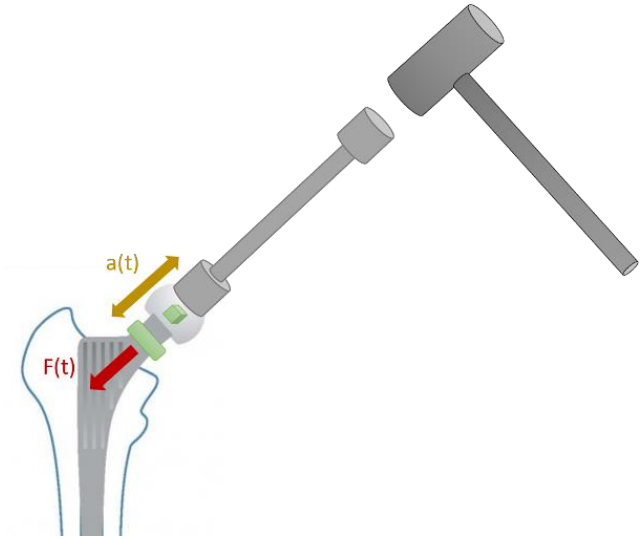

a(t)
F(t)

Abb. 2

Kraftsensor in
Hauptkraftschluss
Beschleunigungs-
sensor

V 4

In-vitro-Belastungsanalyse zementierter Glenoidkomponenten an konzentrischen und exzentrischen Schulterpfannen

S. Braun, B. Sowa, J. P. Kretzer, T. Bruckner, F. Zeifang (Heidelberg/DE), G. Walch (Lyon/DE)
P. Raiss (Heidelberg/DE)

→ wurde auf Wunsch des Autors nicht veröffentlicht

V 5

Deformationsverhalten vollkeramischer Press-fit-Pfannen

M. Freutel, C. Halasch, T. Pandorf, M. Flohr (Plochingen/DE)

Fragestellung

Pfannendeformation ist ein bedeutendes Thema in der heutigen Hüftendoprothetik und wurde bereits für mehrere metallische Pfannensysteme untersucht (z.B. 1,2,3). Press-fit-Kräfte, die während der Implantation wirken, können in Deformationen der Pfanne resultieren, die sich negativ auf die Performance des Systems auswirken können (z.B. hohe Reibung). Insbesondere bei Pfannen aus neuen Materialien (z.B. Keramik) ist es essentiell, das Deformationsverhalten zu kennen, um negative Effekte zu vermeiden. Deshalb ist das Ziel dieser Studie, das Deformationsverhalten von vollkeramischen Pfannen zu bestimmen.

Material und Methode

In der Produktentwicklung befindliche vollkeramische Pfannen aus BIOLOX®*delta* mit Außendurchmesser 46 mm und 64 mm wurden für Deformationstests verwendet. Eine Variante je Größe war zentrisch (kein Offset, konstante Wandstärke von 3,0 mm), die jeweils andere Variante war lateralisiert (Offset 3,5 mm bei 46 mm und 5,0 mm bei 64 mm, erhöhte Wandstärke). 3 Pfannen jeder Variante wurden in 3 unterschiedlichen Tests untersucht:

- Impaktion in einen Sawbones®Block mit einem Untermaß von 1,0 mm (pcf 30; Geometrie siehe (2))
- Quasi-statisches Einpressen mittels Materialprüfmaschine in einen Sawbones®Block (Geometrie wie beim Impaktieren)
- Belastung im Zweipunkt-Lastrahmen (nach ISO/DIS 7206-12:2014(E)) mit einer Last von bis zu 1 kN

Der Innendurchmesser jeder Pfanne wurde im undeformierten und im deformierten Zustand mit einer Koordinatenmessmaschine an 9 Stellen nahe der Lasteinleitung und 1,5 mm unterhalb der Stirnfläche bestimmt (Abb. 1). Unterschiede in der diametralen Deformation (undeformierter Durchmesser – deformierter Durchmesser) wurde zwischen den Pfannenvarianten mit Hilfe eines Wilcoxon Tests analysiert ($p<0,05$).

Ergebnis

Impaktieren und quasi-statisches Einpressen der Pfannen in Sawbones®Blöcke zeigte ein ähnliches Deformationsverhalten (Abb. 2a). Mit zunehmender Pfannengröße nahm die Deformation um bis zu 81% zu ($p<0,001$), wohingegen eine Lateralisierung die Deformation um bis zu 85% reduzierte ($p<0,001$). Das Deformationsverhalten im Zweipunkt-Lastrahmen war ähnlich. Deformationen von bis zu 215 µm wurden gemessen (Abb. 2b). Größere Pfannen zeigten eine um bis zu 105% erhöhte Deformation ($p<0,001$). Eine Lateralisierung reduzierte auch hier die Deformation um bis zu 77% ($p<0,001$).

Schlussfolgerung

Die Fügemethode (Impaktieren oder quasi-statisches Einpressen) hat keinen Einfluss auf die Pfannendeformation. Eine Lateralisierung führt zu einer Versteifung der Pfanne und somit zu reduzierter Pfannendeformation. Mögliche negative Effekte, die aus zu hoher Pfannendeformation resultieren, könnten so vermieden werden. Im Vergleich zu bereits im Markt befindlichen, vergleichbaren metallischen Pfannensystemen ist die maximale Deformation der lateralisierten vollkeramischen Pfannen um bis zu 70% kleiner (3).

Referenzen

(1) Hothi et al., 2014, CMBBE, 17(11): 1261-1274. (2) Jin et al., 2006, P I Mech Eng H, 220(2): 299-309. (3) Springer et al., 2012, J Arthroplasty 27(1): 48-54.

Abb. 1

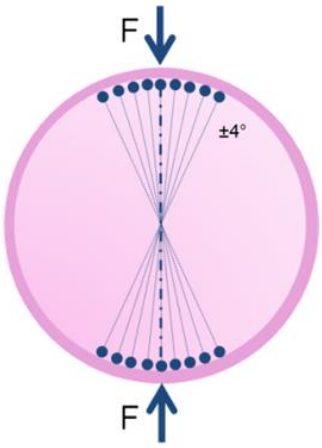


Abb. 1: Vermessung des Innendurchmessers an 9 unterschiedlichen Stellen ±4° von der Lasteinleitung.

Abb. 2

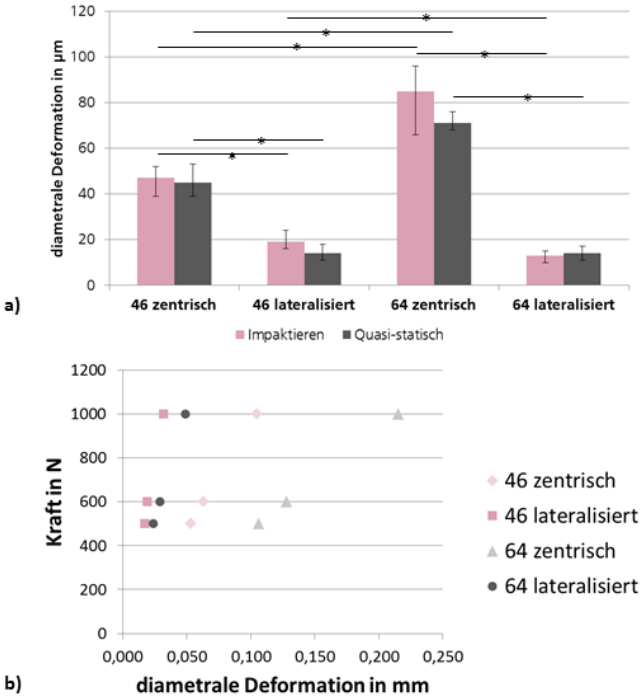


Abb. 2: a) Diametrale Deformation der verschiedenen Pfannenvarianten nach Impaktieren und quasi-statischem Einpressen in Sawbones®Blöcke (Median, (Min-Max); 27 Werte von je 3 Pfannen; *p<0,05);
b) Kraft-Deformationskurve der verschiedenen Pfannenvarianten bei Deformation im Zweipunkt-Lastrahmen (Median, 27 Werte von je 3 Pfannen).

V 6

Glenoid Component Stability in Anatomical Shoulder Replacement is Related to Regional Bone Quality: In vitro Study on Cadaver Specimens

Y. Chevalier, M. Chamseddine, C. Schröder, V. Jansson, P. Müller, M. Pietschmann (München/DE)

Fragestellung

Glenoid loosening, still a main complication for shoulder arthroplasty, was suggested to be related not only to glenohumeral conformity, cementing techniques, orientation, or design of the implant, but also to patient-specific factors such as bone quality [1,2]. Several studies have experimentally investigated fixation stability, but these often involve simplified geometries of synthetic materials that do not account for heterogeneity in bone morphology and density, as well as bone microarchitecture, which were suggested to affect fixation failure [3]. In this study, a novel cyclic rocking horse test was conducted on paired cadaver specimens of a wide range of bone density implanted with either keeled or pegged fixation designs. Our hypothesis is that the use of cadaver specimens rather than standardized synthetic materials will reveal relations between the measured implant distraction and periprosthetic bone density measured from quantitative computer tomography (QCT) scans.

Material und Methode

Six pairs of cadaveric shoulders without pathology were acquired from our Institution after ethical approval was obtained. Their scapulae were isolated, cleaned of soft tissues and embedded with PMMA at their scapula blade for fixation in a mechanical testing setup. After scanning with a QCT to calculate trabecular bone mineral density (BMD, in mgHA/cc) in the inferior and superior glenoid regions, they were implanted by an experienced surgeon with either pegged or keeled cemented anatomical glenoid components following the manufacturer's guidelines (Exactech, Gainesville, USA). The implanted samples were then mounted on a custom mechanical testing setup to simulate rocking horse test under a constant 350N glenohumeral load (Instron E10000, Norwood, USA) while a humeral head component was moved cyclically at 0.25Hz in the inferior and superior directions. The rocking test limits in the superior and inferior directions were defined as 90% of the subluxation range according to typical testing standards (ASTM F2808-14). The samples were then cyclically tested for 23000 cycles. Compression and distraction measurements were performed after 1000, 4000 and 23000 rocking cycles, using linear variable displacement transducers (LVDTs), allowing measurement of implant edge distractions and compressions relative to the underlying bone. These LVDTs were mounted on a ring rigidly fixed on the bone, with tips in contact with levers at the implant edges. Inferior and superior implant displacements were then tested for statistical differences (Wilcoxon-Mann-Whitney) between implant design and with the reference initial measurement of displacements. Relationships were finally established between the measured edge displacements and BMD in the periprosthetic zone.

Ergebnis

Mean trabecular BMD in the periprosthetic glenoid was 270±52 mgHA/cc, without significant difference between the inferior and superior regions (258±34 and 264±35 mgHA/cc, respectively). The mean measured distractions and compressions at the inferior and superior edges (Figure 1) showed no statistical difference between keeled and pegged designs ($p>0.05$) at all selected number of test cycles. Compressions and distractions were however statistically different from the initial reference measurement at even 1000 and 4000 cycles for both implant designs ($p>0.05$). At 4000 cycles, the pegged design lifted by an average of 160µm in both inferior and superior edges, while the keeled lifted by a mean 200µm. For both implant designs, superior and inferior distractions were generally highest at each measurement time in specimens where BMD below the lifting edge was lower, showing a trend of increased distraction with decreased BMD (Figure 2), with the lowest density specimen allowing more than 900µm distraction at the superior and inferior implant edges after 23000 rocking test cycles.

Schlussfolgerung

This study allowed comparison of loosening of glenoid components on cadaver specimens with a range of density to evaluate how periprosthetic bone quality affects fixation stability. While this is a controlled laboratory study not accounting for biological factors that may affect fixation, results have shown that significant amounts of implant distraction (>0.2mm) could occur after 4000 cycles, even with half the load of the cur-

rent ASTM standard in artificial bones [4]. Using such test model, no significant effect of implant design could be observed. However, our results showed that edge distraction was greater for specimens of lower periprosthetic BMD. This suggests that fixation failure will most likely occur in bone of lower density, and that fixation design itself may play a secondary role. Future studies involving high-resolution imaging will allow to identify the zones and modes of failure in relation to bone quality parameters.

References

1. Stroud et al. J Should El Surg, 22:1573-1579, 2013.
2. Zhang et al. J Should El Surg, 22:350-356, 2013.
3. Chevalier et al. J Biomech. 2016 Jun 14;49(9):1724-33.
4. Anglin et a. J. Shoulder Elb. Surg. 2000 9, 323–331.

Abb. 1

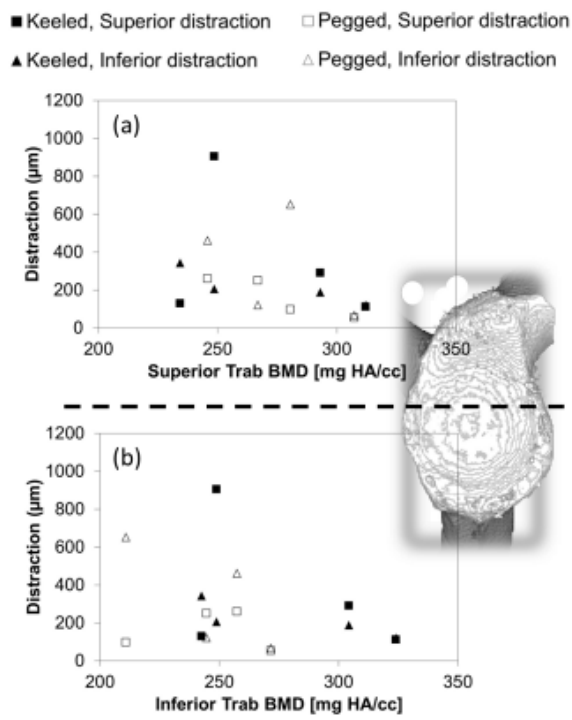


Figure 2: The effect of superior (a) and inferior (b) regional trabecular bone BMD on the superior and inferior distractions for both implant fixation designs. Highest distractions could be observed for specimens where local periprosthetic bone density was lower.

Abb. 2

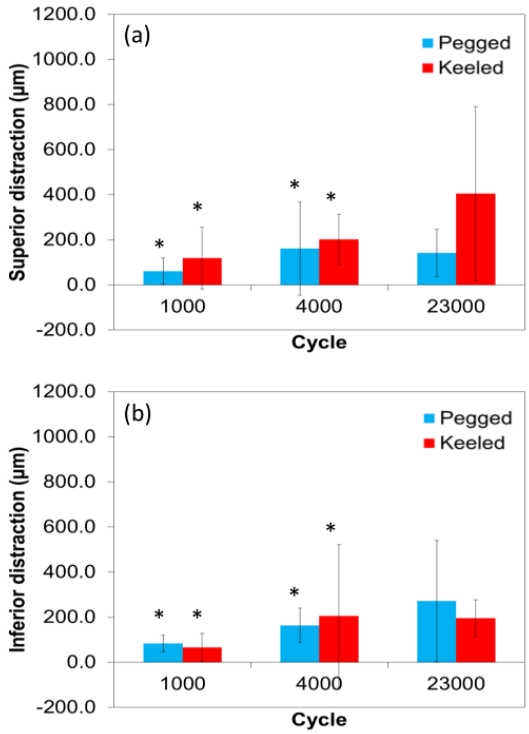


Figure 1: Mean superior (a) and inferior (b) edge distraction on all specimens, for both keeled and pegged implant fixation designs, after different number of test cycles. Significant distractions were observed after 1000 and 4000 cycles (*: <0.05)

V 7

Rapid Prototyping von Knieendoprothesen für In-vitro-Versuche

M. Verjans, K. Radermacher, M. Asseln (Aachen/DE)

Fragestellung

Der künstliche Kniegelenkersatz stellt mit jährlich über 149.000 Erstimplantationen deutschlandweit einen Standardeingriff in der orthopädischen Chirurgie dar [1]. Trotz der hohen Relevanz ist die Standzeit der Implantate begrenzt und die Patientenzufriedenheit vergleichsweise gering. Ein umfassendes Verständnis des Zusammenhangs zwischen Implantatdesign und Auswirkungen auf die individuelle biomechanische Situation ist daher essenziell.

Experimentelle Kniesimulatoren stellen eine etablierte Methode zur Untersuchung von biomechanischen Einflüssen dar. Ein wesentliches Hindernis bei der Evaluation neuer Implantatdesigns ist jedoch die aufwändige und kostenintensive Fertigung der Prototypen. Kunststoffbasierte Rapid Prototyping (RP) Verfahren besitzen das Potenzial der einfachen und kostengünstigen Fertigung von Repliken, da für diese hinsichtlich der Dauerfestigkeit und Biokompatibilität in In-vitro-Versuchen geringere Anforderungen gelten. In jüngsten Studien wurde bereits das PolyJet-Modeling (PJM) erfolgreich in In-vitro-Versuchen genutzt [2,3], jedoch ohne hinreichende Validierung. Im Rahmen dieser Studie wurden daher erstmals weitere RP Verfahren und Materialien zur Prototypenfertigung untersucht und evaluiert.

Material und Methode

Von einem kommerziellen patienten-spezifischen CoCr-UHMWPE Implantat (iTotal, ConforMIS, Inc., Bedford, USA) wurden mittels Selektivem Lasersintern (SLS), Fused Deposition Modeling (FDM) und PJM unterschiedliche Repliken angefertigt (Abb. 1). Zur Verbesserung der Oberflächenrauheit wurden die Repliken entweder manuell mit Schleifpapier (Körnung 500 & 1000) oder bei den Materialien ABS und ABS+ mit Aceton Dampf (60 min, 20° C) nachbehandelt.

Die Evaluation der Repliken erfolgte im ersten Schritt anhand der Formtreue mit einem optischen 3D Scanner (HandySCAN 700, Creaform) und der Oberflächenrauheit nach Norm DIN EN ISO 4288 (Talysurf120, TaylorHobson) und im zweiten Schritt wurde mit einem neuartigen Kniesimulator der kinematische Einfluss bestimmt. Der Kniesimulator kann sowohl die aktive Kinematik, mittels 5 pneumatischer Muskel (DMSP20/40, Festo), als auch die passive Kinematik, mittels eines Linearantriebs (EC45, Maxon Motor) am Hüftgelenk, nachbilden. Multiple Sensordaten (Muskelkraft und -Verkürzung, Bodenreaktionskräfte und Bewegungsdaten von Femur, Tibia und Patella) erlauben eine umfassende biomechanische Analyse.

Die Implantatkomponenten wurden in ein technisches Präparat im Simulator eingebracht und die Gleitflächen mit Vaseline geschmiert. Elastische Bänder repräsentierten Außen- und Innenband, Kreuzbänder wurden vernachlässigt. Die pneumatischen Muskeln bildeten 3 Teile des Quadriceps und 2 Hamstrings ab. Mit diesem Setup wurden 3 Versuchsreihen mit passiver Bewegung mit unterschiedlichen Materialkombinationen ((1) Referenz Femur + Replik Tibia, (2) Replik Femur + Referenz Tibia, (3) Replik Femur + Replik Tibia) und 1 aktive Versuchsreihe ((4) Replik Femur + Replik Tibia) durchgeführt.

Ergebnis

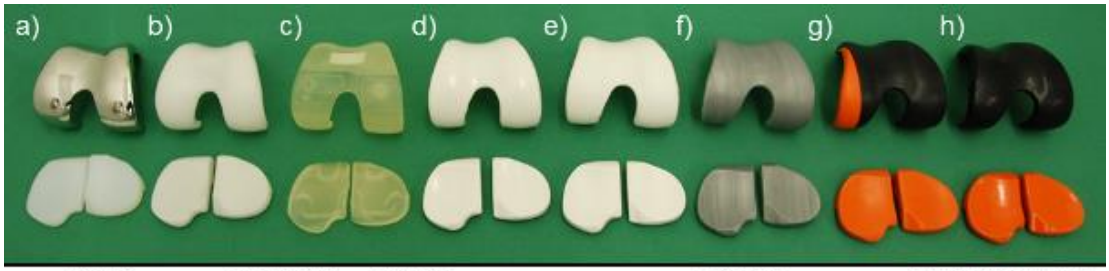
Die Untersuchung der Formtreue zeigte für die Gleitflächen eine maximale Abweichung von 0,2 mm. Die geringste Oberflächenrauheit (Ra = 0.23 ± 0.07 µm) erzielte das per FDM gefertigte ABS Implantat, welches mit Aceton nachbehandelt wurde (Referenz: Ra = 0.0123 ± 0.0028 µm). Mit Schleifpapier behandelte Repliken waren um Faktor 5 bis 10 schlechter. Im Rahmen der biomechanischen Analyse mit dem Kniesimulator wurden die Kinematiken der Repliken mit der Kinematik der Referenzprothese verglichen (Abb. 2). Die geringsten Abweichungen in den Versuchen traten bei den FDM-ABS(+)-Aceton Repliken auf, wohingegen die PJM-Repliken zu einer veränderten Kinematik führten.

Schlussfolgerung

Es konnte gezeigt werden, dass die Kinematik einer kommerziellen Knieendoprothese mit einer geeigneten RP Replik in vitro nachgebildet werden kann. Insbesondere die mittels FDM und ABS(+) gefertigten und mit Aceton Dampf geglätteten Implantate erwiesen sich als geeignet. Die bisher in der Literatur genutzten PJM-Repliken [2,3] zeigten hingegen die größten Abweichungen zur Referenzprothese. Der hier erstellte Workflow ermöglicht die kostengünstige und schnelle Herstellung von Prototypen und erlaubt so weiterführende experimentelle Analysen zum biomechanischen Einfluss von Design-Parametern von Knieendoprothesen auf die Kniegelenksbiomechanik.

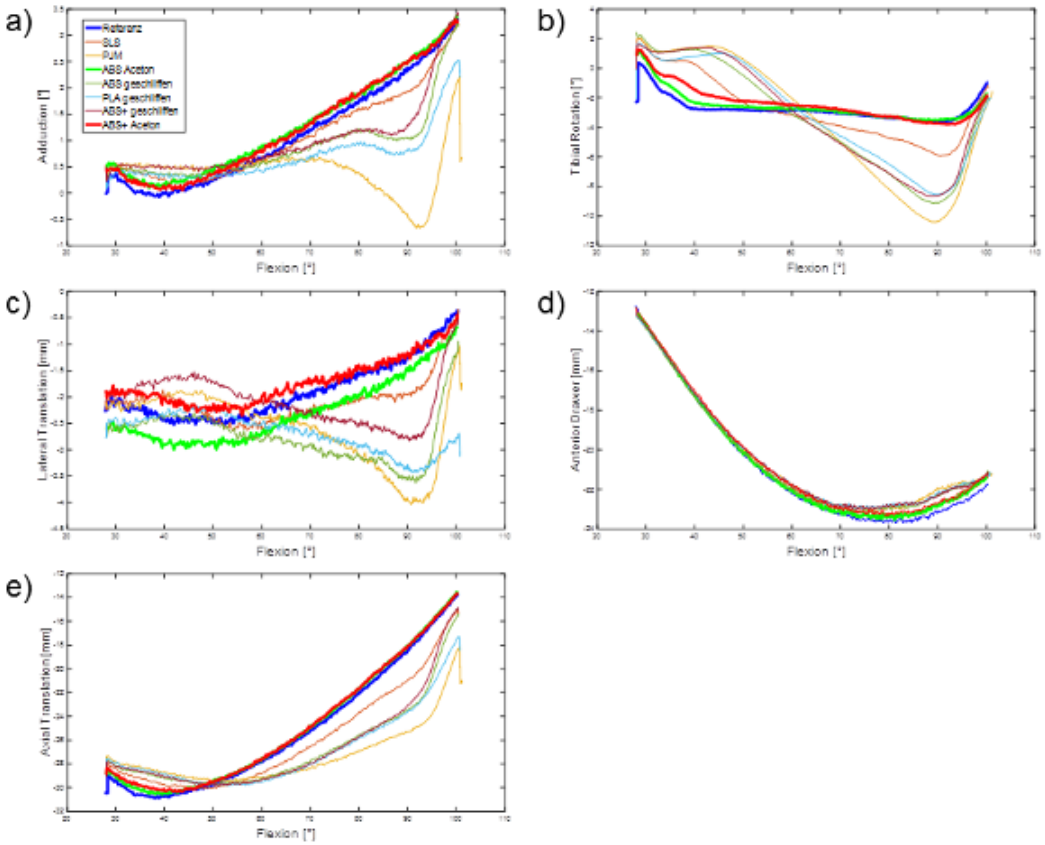
[1] Statistisches Bundesamt (2015), Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik), In www.gbe-bund.de
[2] Van Haver, A. et al (2014). The use of rapid prototyped implants to simulate knee joint abnormalities for in vitro testing. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 228(8), 833-842
[3] Schröder, C. et al (2015). Rapid prototyping for in vitro knee rig investigations of prosthetized knee biomechanics. BioMed research international

Abb. 1



	Name	Verfahren	Anlage	Material	Nachbehandlung
a)	Referenz	-	-	CoCr/UHMWPE	-
b)	SLS sanded	SLS	DTM Sinterstation2500Plus	PA	geschliffen
c)	PJM sanded	PJM	Stratasys Objet Eden 350V	RGD720	geschliffen
d)	ABS acetone	FDM	Ultimaker 2	ABS	Aceton Dampf
e)	ABS sanded	FDM	Ultimaker 2	ABS	geschliffen
f)	PLA sanded	FDM	Ultimaker 2	PLA	geschliffen
g)	ABS+ sanded	FDM	Stratasys Dimension Elite	ABS+	geschliffen
h)	ABS+ acetone	FDM	Stratasys Dimension Elite	ABS+	Aceton Dampf

Abb. 2



Kinematische Ergebnisse von Versuchsreihe (2), a) Adduktion, b) Tibiale Rotation, c) Laterale Translation, d) Anteriore Translation, e) Axiale Translation

Session 2 • Zahn- und Kieferbiomechanik

V 8

Erfassung der individuellen Morphologie des Unterkiefers zur Erstellung eines formvariablen Simulationsmodells für mechanische Beanspruchungen

S. Raith, T. Steiner, F. Hölzle (Aachen/DE)

Fragestellung

Der menschliche Unterkiefer unterliegt bezüglich Größe und Proportionen einer erheblichen interindividuellen Formvarianz. Implantate für die osteosynthetische Überbrückung von knöchernen Defekten nach Tumorresektionen müssen heute in der Regel intraoperativ manuell an die individuelle Form der knöchernen Gegebenheiten eines Patienten angepasst werden, wobei die hierzu notwendigen plastischen Verformungen eine Schwächung des Materials darstellen. Um diesem Nachteil entgegenzuwirken, ist es von großer Wichtigkeit, Plattensysteme zu entwickeln, die der durchschnittlichen Form des Unterkiefers bestmöglich entsprechen. In der vorgestellten Arbeit wurde daher ein Verfahren entwickelt, welches die Erfassung von anthropometrischen Daten des Unterkiefers und deren statistische Auswertung erlaubt. Der entwickelte Algorithmus ermöglicht dabei die computergestützte, automatisierte Auswertung der Morphologie des Unterkiefers. Des Weiteren wurde auf Basis dieser Daten ein formvariables Simulationsmodell mit finiten Elementen (FE) erstellt, welches für die Simulation von mechanischen Belastungen verwendet werden kann.

Material und Methode

Auf der Basis einer umfangreichen digitalen Datenbank von CT-Aufnahmen physiologischer Unterkiefer konnte ein statistisch gemitteltes und somit standardisiertes Modell erstellt werden. Dabei umfassen die untersuchten Parameter die vollständige geometrische Varianz der Form des Unterkieferknochens und ermöglichen deren statistische Auswertung (Abb. 1, links). Die verwendete mathematische Methode der Hauptkomponentenanalyse erlaubt es, die knöchernen Varianzen in einer gesamten Population valide zu erfassen.

Eine volumetrische Vernetzung des standardisierten Unterkiefers mit FE wurde entwickelt, welche die Abbildung der statistischen Formvarianz für Simulationen von mechanischen Beanspruchungen ermöglicht. Eine Besonderheit des Modelles ist die verteilte Einleitung der Muskelkräfte auf physiologische Angriffsflächen am Knochen (Abb. 2). Die konstante Topologie des Netzes bietet hierbei im Unterschied zu variabel strukturierten Vernetzungen die Möglichkeit eines direkten Vergleiches von unterschiedlichen Simulationsergebnissen. So konnten die auftretenden Kaukräfte an insgesamt 29 Formvarianten untersucht werden.

Ergebnis

Alle relevanten Abmessungen an den Unterkiefern konnten von dem entwickelten Algorithmus automatisiert erfasst und ausgewertet werden. Die größten relativen Unterschiede zeigten sich bei den Abmessungen des aufsteigenden Astes und der Länge des Unterkieferkorpus mit Variationskoeffizienten von 10,3 bzw. 9,7 % (Abb. 1, rechts). Diese Daten konnten für eine Hauptkomponentenanalyse verwendet werden, welche für die Erstellung von formvariablen Simulationsmodellen geeignet ist.

Mechanische Simulationen an allen FE-Netzen konnten durchgeführt werden, ohne dass eine zu starke initiale Netzverzerrung durch die aufgebrachten Formvariationen aufgetreten wäre. Alle untersuchten Formvariationen haben einen signifikanten Einfluss auf die berechneten incisalen Kaulasten ($p < 0.01$ für die Hauptkomponenten (HK) 1 bis 5 und $p < 0.05$ für HK 6 und 7). Den größten Einfluss hat die fünfte HK mit einer Variation von −4.64 % bis +8.16 % im Vergleich zum Standardmodell. Dies lässt sich auf die Längenvariation des Unterkiefers zurückführen, welche in dieser HK besonders stark ausgeprägt ist und den Hebelarm für die entsprechenden Kaukräfte stark beeinflusst.

Schlussfolgerung

Die vorgestellte Methodik ist in der Lage, die segmentierten Unterkiefergeometrien automatisiert zu erfassen und zu einer statistisch auswertbaren Datenbank zu vereinen. Auf dieser Grundlage konnte mittels Hauptkomponentenanalyse ein Standardmodell erstellt werden, welches die individuelle Formvariabilität

valide abbilden kann. Diese Datenbank kann für eine geometrische Anpassung von Osteosynthese-Platten an die standardisierte Knochenform des Unterkiefers verwendet werden.
Das auf diesen Daten aufbauende FE-Modell kann diese Variabilität ebenfalls valide darstellen. Die Anwendbarkeit der Modelle im Rahmen von mechanischen Simulationen eines einfachen Beißvorgangs konnte gezeigt werden. In weiterführenden Studien ist geplant, die erstellten formvariablen Simulationsmodelle zu verwenden, um nicht nur Osteosynthese-Platten geometrisch optimal auslegen zu können, sondern auch die mechanische Beanspruchung der Platten zu simulieren.

Abb. 1

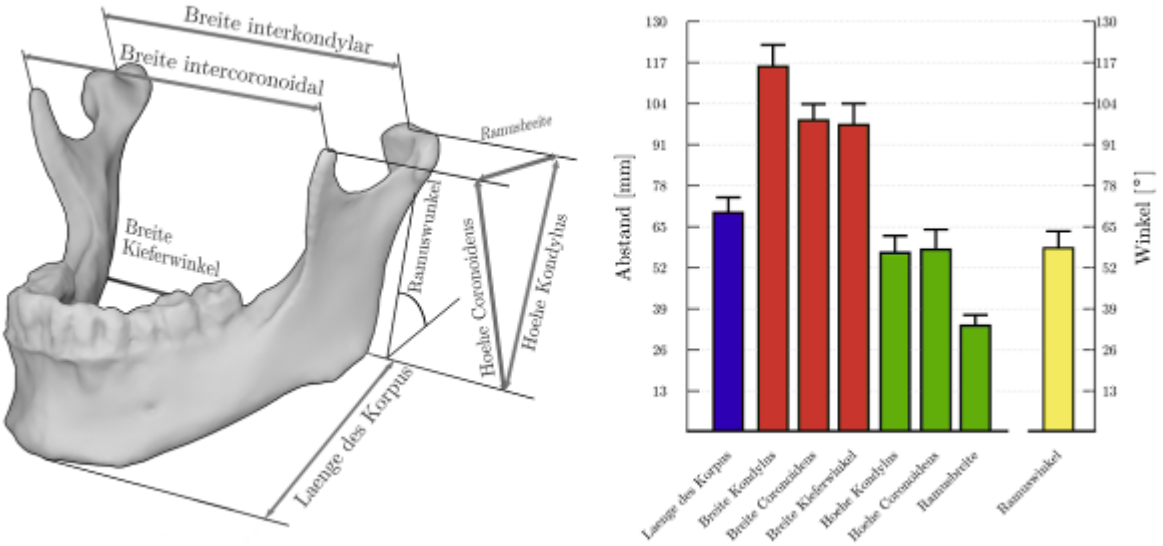
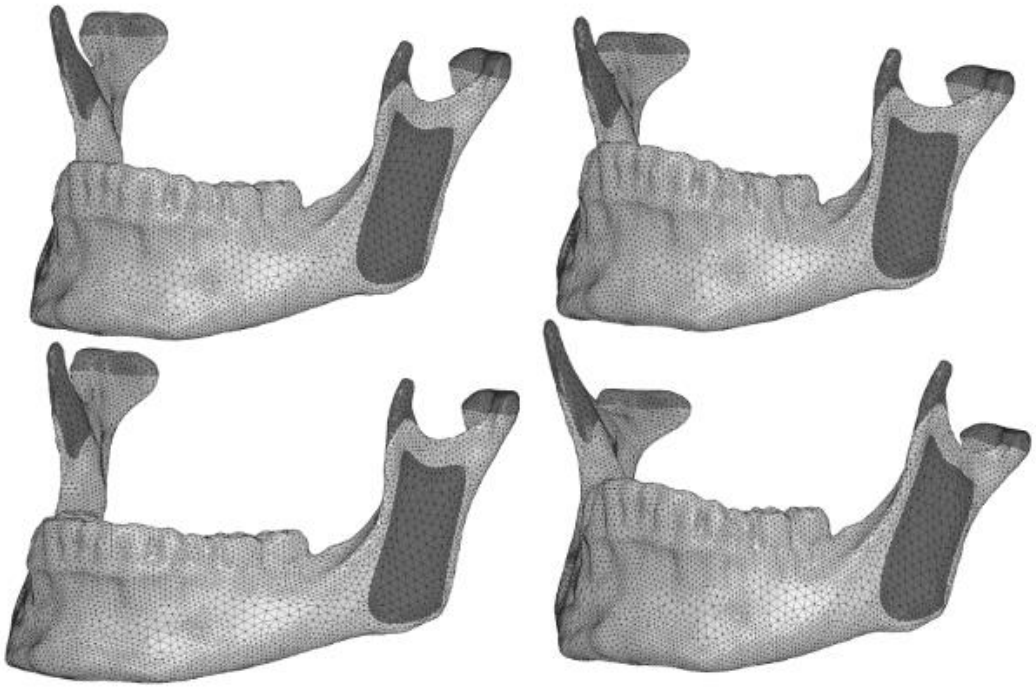


Abb. 2



V 9

Numerische Untersuchungen von Totalprothesenpatienten vor und nach der Versorgung mit implantatgetragenen Deckprothesen

I. Hasan, A. Lohmann, L. Keilig (Bonn/DE), F. Heinemann (Greifswald/DE), C. Bourauel (Bonn/DE)

Fragestellung

Implantatgetragene Deckprothesen mit Kugelanker stellen für Patienten mit zahnlosem Unterkiefer eine gute und preiswerte Behandlungsoption dar. Als Stützpfeiler werden konventionelle oder sogenannte Mini-Implantate verwendet. Die Knochenqualität und das Implantatsystem beeinflussen unmittelbar die Belastung des Knochens. Ziel dieser Studie war die Untersuchung der Prothesenstabilität vor und nach der Implantatversorgung sowie der Spannungen im Knochenbett um beide Implantatsysteme bei individuellen Patientenmodellen. Zusätzlich wurde der Einfluss der Anzahl der Implantate auf die Gesamtbelastung des Kieferknochens analysiert.

Material und Methode

Zehn individualisierte 3D-Finite-Elemente-Modelle von fünf zahnlosen Patienten wurden erstellt. Für jeden Patienten wurde zwei Modelle erstellt: ein Model für die Totalprothese und ein zweites Model nach der Implantatversorgung. Alle Implantate wurden interforaminal inseriert: Modell-1: zwei konventionelle Implantate (3,7x13 mm, tioLogic, Dentaurum); Modell-2/3: vier konventionelle Implantate (3,7x13 mm, 3,7x11 mm); Modell-4: 3 Mini-Implantate (2,1x15 mm, MDI, 3M ESPE) und Modell-5: fünf Mini-Implantate (2,1x15 mm). Die Knochengeometrien wurden aus CT-Daten rekonstruiert (Mimics, Materialise). Die Implantatsysteme wurden als CAD-Daten importiert. Die definitiven Prothesen wurden gescannt (3Shape Scanner) und als STL-Daten gemeinsam mit allen anderen Geometrien in das FE-Programm (MSC.Marc/Mentat 2010) importiert. Die Prothesen wurden mit individuellen Kräften belastet, basierend auf klinischen Messungen der Beißkräfte mit Prescale Druckmessfolien (Fujifilm, Japan).

Ergebnis

Durch die Implantatversorgung ergab sich eine Erhöhung der Beißkräfte der Patienten, somit erhöhte sich die Auslenkung der Prothesen im Vergleich zur Totalprothese. Allerdings waren die Maximalauslenkungen der Prothesen bei zwei konventionellen Implantaten vergleichbar zu der bei fünf Mini-Implantaten (100 µm). Die Prothesenspannung bei zwei konventionellen Implantaten war deutlich höher (1,9 MPa) im Vergleich zur der bei fünf Mini-Implantaten (0,6 MPa). Es zeigte sich eine leichte Erhöhung der Spannung im Knochen im Bereich der Implantate im Vergleich zur Situation mit Totalprothese. In Bezug auf die Knochenspannungen um konventionelle und Mini-Implantate war kein Unterschied zu erkennen.

Schlussfolgerung

Die Anwendung von konventionellen oder Mini-Implantaten verbessern den Kaukomfort der Patienten ohne Überbelastungsgefahr des Knochenbettes.

V 10

Neue 3D-Entwurfsstrategie für die Optimierung von Osteosyntheseplatten - Modell und experimentelles Setup am Beispiel des Unterkiefers

C. von Deimling, P. Foehr, J. Weitz, M. Seebach, T. Baum, C. Kocher, M. Kesting, R. Burgkart (München/DE)

Fragestellung

Durch die Anwendung modernster 3D-Entwicklungswerkzeuge und 3D-Fertigungsverfahren können Patienten-spezifische Osteosyntheseplatten zukünfig ohne den Einsatz von starren Produktionsabläufen hergestellt werden. Dieser sog. werkzeuglose Fertigungsprozess ermöglicht es dem Konstrukteur das mechanische Verhalten einer Osteosyntheseplatte an den individuell vorliegenden Lastfall anzupassen. Durch eine applizierte Lastberechnung soll zudem die Lebensdauer der Implantate erhöht werden. Dies wird durch die Identifikation und die anschließende Entfernung von ungünstig gelegenen Spannungsspitzen im Implantat erreicht. Weiter können durch Optimierung kleinere Plattensysteme mit minimaler Druckbeanspruchung am anliegenden Periost realisiert werden. Um diese Ziele zu erreichen müssen mindestens zwei technische Voraussetzungen erfüllt werden: Zum einen wird ein 3D-Datensatz des beteiligten Knochens benötig und zum anderen muss ein mathematisches Modell erstellt werden, das 3D-Belastungsfälle auf Basis des muskuloskelettalen Kauapparats beschreiben kann. Dieser Fall wird am Beispiel des Unterkiefersystems in silico und experimentell untersucht.

Material und Methode

Auf Basis der Literatur über den humanen Unterkiefer wurden die muskelbasierten Reaktionskräfte, die Flächen der Sehnenansätze und die Auflagerreaktionen (Kondylen und Oberkiefer) in ein eigenes Simulationsmodell integriert (Abb. 1A). Die entscheidenden Muskeln des Kauapparates M. masseter, M. temporalis sowie M. pterygoideus medialis wurden dabei in Betracht gezogen und die Zugrichtungen der Muskeln räumlich definiert. Für den späteren experimentellen Vergleich des Modells mit einem experimentellen Setup auf einem Belastungssimulator wurde je eine resultierenden Muskelkraft (Betrag und Richtung im Raum) pro Kauseite ermittelt. Der Muskelansatz wurde dabei in den Kieferwinkel gelegt (Abb. 1B). Eine vergleichende Finite Elemente Analyse vor und nach der Zusammenlegung der Muskelgruppen wurde anschließend verwendet, um die Ähnlichkeit beider Modelle durch Betrachtung der Mises-Vergleichsspannung im Kieferwinkel darzustellen.

Ergebnis

Der Vergleich bezüglich der Spannungsverteilung in den beiden Modellen zeigte in den Bereichen des Kieferwinkels keine qualitativen Unterschiede. Wie erwartet fehlen jedoch im Muskelfortsatz (Proc. coronideus) die höheren Spannungen durch die Verschiebung des Muskelansatzes in den Kieferwinkel (Angulus mandibulae). Quantitativ wurde für das Modell mit den resultierenden Kräften ermittelt, dass die hochbelastete Zone in der Linea obliqua externa um einen Wert von bis zu 3 mm schmaler dargestellt wurde und um bis zu 8 mm in Richtung der Molaren verschoben wurde. In den weiteren Bereichen, die von Interesse für die Kauvorgänge sind wurden keine Unterschiede festgestellt.

Schlussfolgerung

Mit Hilfe des beschriebenen Vorgehens wurden zwei wichtige Voraussetzungen erreicht um mehrdimensionale, biomechanische Systeme transparent darzustellen: In einem ersten Schritt wurde ein komplexes Modell der Kieferbelastung erstellt und anschließend in einem zweiten Schritt auf ein vereinfachtes Modell projiziert, das auch in experimentellen Studien untersucht werden kann. Dazu wird in einem nächsten Schritt der Unterkiefer standardisiert frakturiert und mit Osteosyntheseplatten versorgt. Das Ergebnis der Versorgung ist bereits vorab im Simulationsmodell sichbar und wird anschließend im experimentellen Versuch verifiziert. Das gesamte Forschungsprojekt zeigt eindrücklich, wie Ärzte und Ingenieure die gewonnenen Ergebnisse diskutieren und neue Implantate bzw. Behandlungsmethoden gemeinsam erarbeiten können.

Abb. 1

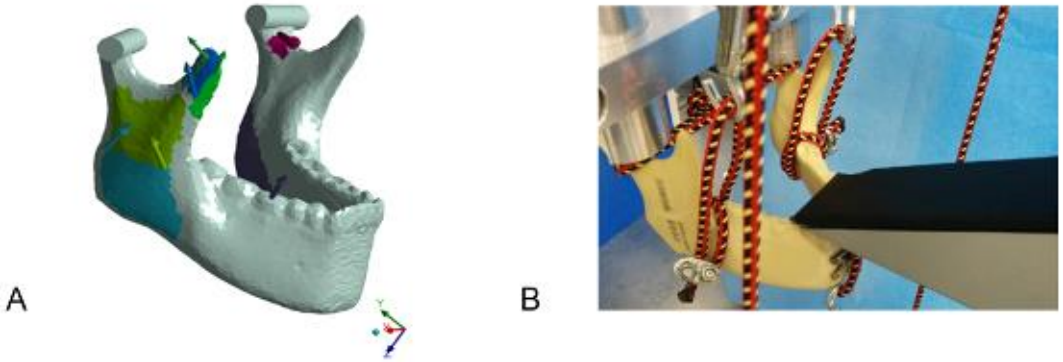


Abb. 1: A) Darstellung der verwendeten Kaumuskeln (Definition der Angriffsflächen und Richtungen der Reaktionskräfte); B) Experimentelles Setup zur mehrdimensionalen Lasteinleitung am versorgten Unterkiefer

V 11

Orthodontic Loading on a Maxillary Incisor Model: A Finite Element Analysis on Geometry of Periodontal Ligament

B. Saçıkara (İzmir/TR), L. Keilig, C. Bourauel (Bonn/DE)

Question

Orthodontic therapies often require moving teeth through the alveolar bone. The bone remodelling demanded for such a tooth movement is driven by biological signals emitted by the periodontal ligament (PDL) upon long-term mechanical loading. Thus, the state and behaviour of PDL during this process impose a great value to investigate so as to better understand the tooth movement.

PDL demonstrate a complex structure due to its fibrous construction and fluid form. Therefore, it reflects a non-linear elastic nature, time dependent, heterogeneous, and anisotropic biomechanical properties as well as a non-uniform geometry. In this respect, finite element analysis (FEA) provides a tool to analyse displacement characteristics of periodontal structures under the orthodontic forces. Additionally, this allows determining the strain distribution in the PDL which is thought to be the main trigger for bone remodelling in orthodontic tooth movement.

The aim of this study was to numerically analyse the influence of variations in the geometric shape of the PDL on the force-displacement characteristic of idealized human teeth under an orthodontic load.

Material and Method

By utilising a commercially available dataset of an idealised dental arch in the upper jaw, a three-dimensional model of the following bone segment was created: only the upper left central incisor remained, and the adjacent teeth were toothless.

The models of PDL, with the assumed variations in its thickness, and the surrounding structures, spongious bone and cortical bone without gingival or mucosal tissues, were formed.

Values of the standard material parameters of tooth (homogeneous, isotropic, E = 20 GPa), cortical bone (E = 20 GPa), and spongious bone (E = 0.5 GPa) were taken from previous studies. A bilinear, hypoelastic material behaviour was assumed for the PDL with two elastic moduli (E1=0.05 MPa and E2=0.28 MPa) and an ultimate strain (ε12=7.5%). By varying these parameters and with the comparison based on a reference model, the influence of variations of PDL on these (E1, E2, and ε12) was observed and their approximate sizes were determined.

Forces of up to 1 N were applied on the tooth crown. The resulting movements of tooth were analysed between the different PDL geometries. The simulations were performed by using the FE package MSC.Marc/Mentat 2007r1.

Result

As a general outcome, it was observed that maximum values of tooth displacement increase when the PDL thickness increases. However, they did not show a significant change when the parameters of thickness reduction on the middle third of the PDL, either in width, %, or height, layers, alter.

The maximum amounts of displacement, which increase starting from middle third of the root towards apex or incisal edge, were measured at the point of force application among all the models as 0.27 mm with the highest magnitude on the tooth with 0.8 mm thickness, 20% and 2 layered thickness reduction of PDL, whereas 0.07 mm with the lowest magnitude on the tooth with 0.2 mm thickness, 40% and 6 layered thickness reduction of PDL.

The determined material parameters (E1, E2, and ε12) of the all the models were analysed with the reference model and it was noted that E1 and E2 increased, while ε12 decreased when the thickness of the PDL changed from 0.2 mm to 0.8 mm. On the other hand, these parameters demonstrated no considerable change when the height or the width of the PDL thickness reduction was modified.

Conclusion

In this study, we investigated the influence of variations in the geometric shape of the PDL on the force-displacement characteristics and the material parameters (elastic modulus and ultimate strain) of idealized human teeth under an orthodontic load. Our results show that tooth displacement increase when the PDL thickness increases, whereas they do not show a significant change when the parameters of thickness reduction alter, (2) modifying the height or width of the PDL thickness reduction had no considerable influence on the determined material parameters.

V 12

The interrelation between orthodontic forces and bracket-wire-contacts detected by in-vitro measurements in a three-bracket-model and numerical investigations

R. Jäger, F. Schmidt, N. Kostas, B. Lapatki (Ulm/DE)

Fragestellung

A major issue of orthodontic therapy is pain and irreversible root resorption due to excessive loads caused by orthodontic appliances. As *in-vivo* monitoring of the loads is considerably limited, orthodontists rely on quantitative estimates obtained using *in-vitro* measurements. Specifically, three-bracket-models are used to determine loads associated with the clinically important case of vertically malpositioned teeth. In this paradigm, loads due to the elastic bending of a leveling wire can be simulated by a set of three brackets. While the amount of bending, wire size, material composition and bracket slot geometry determines the loads in general, they also define the number and locations of bracket-wire-contacts. Different contact modes differ with respect to the relation between the amount of wire bending and observed loads i.e. the elasticity of the wire. Consequently, contact modes may considerably influence load levels. This study aimed at determining the impact of contact modes using experimental and numerical approaches.

Material und Methode

Our in-vitro setup consists of three brackets (widths: 3.5 mm) with an inter-bracket distance (center-to-center) of 8.0 mm. Each bracket fixation pin is equipped with a commercial 3D force-moment sensor. Linear drives allow to simulate leveling of a supra- or infrapositioned tooth by moving the central bracket with respect to the two laterals. Bracket displacements were restricted to ensure that forces did not exceed 10N. Straight stainless steel (SS) and titanium molybdenum (TMA) wires with round cross-sections were examined. Loads were evaluated using a fast, analytical model based on Euler-Bernoulli-Beam (EBB) theory. As the validity of the EBB theory critically depends on appropriately chosen boundary conditions, loads were also determined with a much slower finite element (FE) model. The geometric dimensions of both models were based on measurements with standard laboratory equipment. In addition, the effective displacement of the brackets was determined by evaluating the compliance of the setup.

Ergebnis

Wire diameter, material composition and slot width influenced at which point of bending the transition from one contact mode to another occurred. Slot clearance was a particularly important parameter in this respect as observed for TMA wires with a diameter of 0.18 inch. In this case wire stiffness changed in several steps, each corresponding to a different contact mode. The EBB model succeeded to replicate the results as long as bending did not occur between contact points that were located at distances that were comparable to the wire diameter. In this cases, FEM simulations were in much better agreement with the experimental results. Critical for the successful replication of the experiments was the inclusion of the setup stiffness.

Schlussfolgerung

The investigation shows that contact modes have an important impact on the loads created by bracket-wire appliances particularly in cases with little slot clearance. Successful replication of the experiments demonstrate that the primary elements that contribute to the observed loads have been identified. While the EBB model can serve as a fast tool to predict loads commonly encountered in orthodontic practice, FEM simulations are required to account for more complicated contact modes. Generally this investigation may help to obtain more accurate estimates of orthodontic force-moment systems based on *in-vitro* experiments.

V 13

Simulation of Bone Remodelling Processes around Dental Implants during the Healing Period

S. Celik, L. Keilig, I. Hasan, C. Bourauel (Bonn/DE)

Fragestellung

Healing process of dental implants after insertion is complex. It was assumed that implant healing is comparable to indirect fracture healing of long bones. Hence, the aim of the present study was to simulate the remodelling process of the bone bed surrounding dental implants, considering different tissue layers until the osseointegrated state is reached.

Material und Methode

The remodelling parameters K, B and D are functions of critical stresses, strains, and maximum density of each of the tissue types. An idealised finite element model of implant (Ø 3.7 mm, L 13 mm) in a bone segment was created. Bone segment consisted of 1.5 mm layer of cortical bone surrounding a core of cancellous bone. Three initial models were created: Model 1: A layer of 2 mm connective tissue (CT) surrounds the implant. Model 2: A layer of 2 mm CT, Soft callus (SOC), and intermediate soft callus (MSC) surround the implant. Model 3: A layer of 2 mm CT, SOC, MSC and stiff callus (SC) surround the implant. The given values for remodelling parameters were: K = 0.0004 Jg-1, D = 19.48 (gcm-3)3 MPa-2(time unit)-1, and B = 1.0 (g cm-3)2MPa-1(time unit)-1. The bone was considered to be an isotropic material with Youngs modulus of 20 GPa and 300 MPa for cortical and cancellous bone, respectively. Two force magnitudes were applied on the implant at 20° from its long axis: 100 N and 300 N. Cortical bone was subjected to a tension pressure on the lingual side and a compression pressure on the buccal side at the same time. The muscle forces were: 0.5-5.0 MPa.

Ergebnis

By comparing the applied force on the implant of 100 and 300 N, the bone density reached the maximum value on the cortical bone and outside of the spongious bone at 300 N. On the other hand, the trabecular bone was obtained around the implant with an applied force of 100 N. The bone density improved on the buccal cervical side of the model, based upon the force applied on the lingual side. The bone density decreased under the 0.5, 0.7 and 1.0 MPa of muscle forces. In the apical part of spongious bone, bone resorption was observed with this muscle forces. The bone density increased under the 1.5, 2.0, 2.5 and 3.0 MPa of muscle forces. The increased bone formation was observed around the implant under the 1.5, 2.0, 2.5 and 3.0 MPa of muscle forces. Under the muscle forces of 4.0 and 5.0 MPa, however, the bone density decreased very quickly because of overload resorption.

Schlussfolgerung

The analyses of the model were performed under different mechanical conditions and bone remodelling parameters for the bone remodelling around the dental implants. A stable region for all remodelling parameters could be determined such that bone density resulted in an equilibrium state.

V 14

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

A. Nikolaus, C. Fleck, T. Lindtner, P. Zaslansky (Berlin/DE)

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 Belastung 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.

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.

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 bei Belastung und der sich daraus ergebenden Beanspruchung von Knochen und PDL.

Session 3 • Numerische Methoden

V 15

Untersuchung der Spannungsverteilung bei unterschiedlich gelagerten vollkeramischen viergliedrigen Seitenzahnbrücken mithilfe der Finite-Elemente-Analyse

A. Rand (Hannover/DE), P. Kohorst (Bremen/DE), A. Greuling, L. Borchers, M. Stiesch (Hannover/DE)

Fragestellung

In dieser Studie wurde mithilfe der Finiten-Elemente-Analyse (FEA) untersucht, wie stark die Nachgiebigkeit von Pfeilerelementen die Belastbarkeit von viergliedrigen Vollkeramikbrücken bei statistischer Krafteinleitung beeinflusst. Die Arbeit beruhte auf den Grundlagen einer vorangegangen in-vitro-Studie von Sarafidou et al. [1,2], deren Ergebnisse mit den FEA-Ergebnissen verglichen wurden.

Material und Methode

Für die FEA wurden drei Modelle aus der vorigen Studie virtuell nachgebildet. Das erste Modell bestand aus einer viergliedrigen Vollkeramikbrücke, deren äußere Brückenanker auf Zahnstümpfen befestigt waren, die parodontal leicht nachgaben. Bei dem zweiten Modell wurde diese Brücke von einem starr gelagerten Implantat und dem beweglich gelagerten Zahnstumpf getragen und beim letzten Modell trugen zwei starr gelagerte Implantate die Brücke.

Alle Pfeilerelemente wurden fest mit einem Sockel verbunden, dessen Grundfläche fixiert wurde. Auf die Mitte des Brückenzwischengliedes wurde okklusal eine Kraft von 2000 N aufgebracht. Anschließend wurden die maximalen Spannungen im Hauptachsensystem in der Brücke berechnet und ausgewertet.

Ergebnis

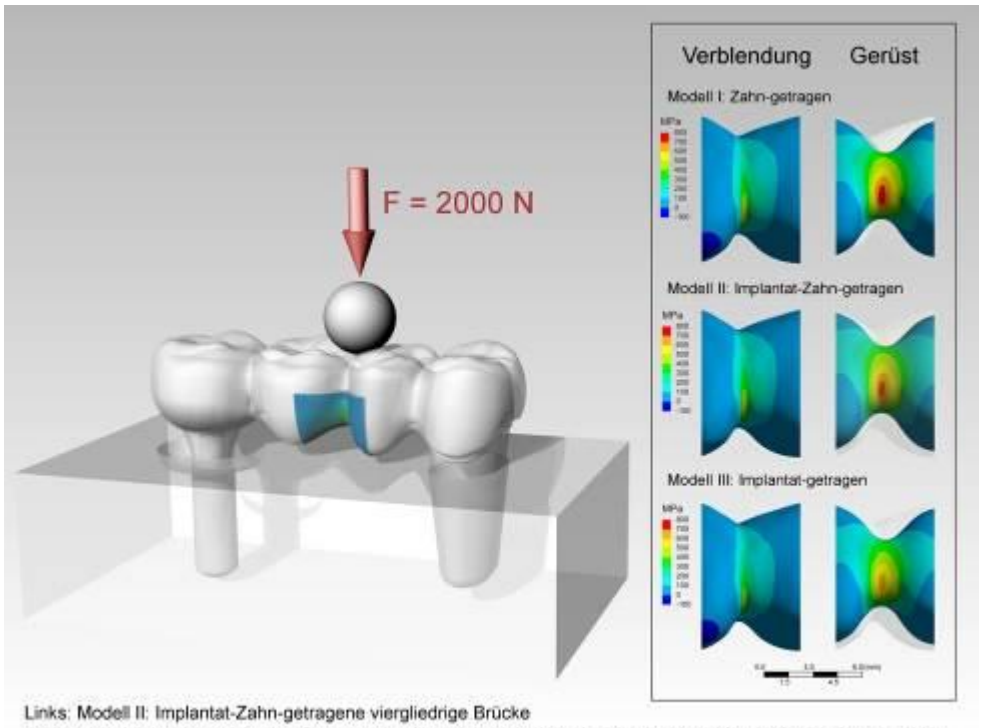
In jedem der drei Modelle entstanden die höchsten Zugspannungen in der Mitte des basalen Bereiches des Zwischengliedes (siehe Abb. 1). In diesem Bereich wurden bei den praktischen Versuchen auch die meisten Rissursprünge festgestellt. Die FEA konnte somit die Ergebnisse aus der vorangegangenen in-vitro-Untersuchung bestätigen. Je starrer die Brücke gelagert ist, desto geringer fallen die schädlichen Zugspannungen in der vollkeramischen Brücke aus.

Schlussfolgerung

Diese Studie konnte zeigen, dass die angewendete FEA die vorangegangenen in-vitro-Tests ersetzen kann. Zudem konnte in vitro und in silico gezeigt werden, dass die Befestigung von Zahnbrücken auf stark beweglichen Pfeilern nicht zu empfehlen ist.

1. Sarafidou K, et al. Load-bearing capacity of implant-supported, tooth-supported, and combined zirconia-fixed dental prostheses. Implant Dent 2011;20:311-7.
2. Sarafidou K, et al. Load-bearing capacity of artificially aged zirconia fixed dental prostheses with heterogeneous abutment supports. Clin Oral Invest 2012;16:961-8.

Abb. 1



Links: Modell II: Implantat-Zahn-getragene viergliedrige Brücke
Rechts: Verteilung der maximalen Spannung im Hauptachsensystem im basalen Bereich der Verblendung und dem Gerüst der Brücken bei allen drei Modellen

V 16

Methodik zur Sensorentwicklung für den modularen Einsatz in der Orthopädietechnik – Messung der Orthesengelenkmomente in 3 D.

L. Opitz (Steinfurt/DE), D. Hochmann (Steinfurt/DE)

Fragestellung

Es gibt nur wenige Untersuchungen zur direkten Messung der Biege- und Torsionsmomente an Orthesengelenken (OG) in Unterschenkel- (AFO) und Ganzbeinorthesen (KAFO). Die Lasteinleitung in das OG durch den Anwender ist nicht vorhersagbar, da viele Einflussparameter diese beeinflussen [1]. Bisher wurden zwei Ansätze verfolgt, die Gelenkbelastungen an Orthesen zu messen. Der erste Ansatz nutzt kommerziell verfügbare Kraft- und Momentensensoren (z.B. AMTI [1]). Diese haben jedoch Limitationen hinsichtlich des Bauraumes und erhöhen das Gewicht der Orthese um bis zu 70% [1]. Messungen sind nur an versteiften Extremitäten möglich, die keine Aussage über die realen Belastungen erlauben. Auf Grund des Platzbedarfs ist es nicht möglich, an bilateralen Orthesen medial zu messen oder den Sensor als Knöchelgelenk zu verbauen [1]. Der zweite Ansatz nutzt instrumentierte Sensor-Adapter, die in bestehende OG integriert werden aber wiederum eine Neuanfertigung der Orthese erfordern [3]. Um diese Probleme zu lösen, wurde an der FH Münster eine Methode entwickelt, mit der auf dem Markt verfügbare Gelenke mit Dehnungsmessstreifen (DMS) instrumentiert werden können.

Material und Methode

Die Vorgehensweise ist in der Abb. 1 dargestellt. Das Systemgelenk (Abb. 1 links) ist vorgegeben. Es werden grundlegende Lösungen zur Sensormodifikation konzipiert, welche in der Entwurfsphase durch Überschlagsrechnungen, CAD Bauteilmodifikationen und Finite Elemente Analyse (FEA) iterativ bis zum endgültigen Konzept entwickelt werden (Abb. 1, Schritt 2). Wichtigster Bestandteil des iterativen Modifikationsprozesses ist die Plausibilitätskontrolle der Simulationen bis hin zur Finalisierung (Abb. 1, Schritt 3). Nach erfolgter Bearbeitung des Verformungskörpers wird dieser mit DMS in Hauptspannungsrichtung instrumentiert (Abb. 1, Schritt 4) und mittels Lasteinleitungs-Verformungskennlinie (VKL) charakterisiert (Abb. 1, Schritt 5). Die VKL ermöglicht die Validierung der lastfallabhängigen FEM Simulationen, welche im Rahmen einer Risikoanalyse der Festigkeitsbetrachtung dienen. Die Kalibration wird für drei Ebenen direkt auf dem Gelenk befindlichen Mixed-Signal ICs abgespeichert. Das Messgelenk als Teil eines Gesamtsystems hat einen digitalisierten Output richtungsabhängiger kalibrierter Biege- und Torsionsmomente.

Ergebnis

Durch die Anwendung des in Abb. 1 beschriebenen Verfahrens wurden Systemgelenke Typ 17LA3/17LK3 (Fa. Ottobock HealthCare) zu 3D-Knie- und Knöchelmessgelenken für drei Größen skaliert gewandelt. Es konnte gezeigt werden, dass die Abweichungen der FEA im Bereich von 10% im Vergleich zur Verformungsmessung mittels DMS am Gelenk liegen. Die Gelenkverformungen sind in der jeweiligen Primärrichtung linear. Das Verfahren wurde auch erfolgreich für die Sensorentwicklung des im Knöchelgelenk verbauten instrumentierten Dorsalanschlagstifts eingesetzt. Das Messsystem wurde bisher in einer unilateralen Unterschenkelversorgung und bei einer gesperrten bilateralen KAFO Versorgung eingesetzt (Abb. 2). Die Messgelenke sind schnell und einfach in der Originalorthese bei unveränderter Orthesenkonfiguration installierbar. Das Orthesengewicht erhöht sich um ca. 120g bedingt durch die Messelektronik. Durch die Messungen treten keine Beschädigungen der Verformungskörper auf, da die Kalibrierhaltigkeit der Messgelenke beständig ist. Es wurden keine Beeinträchtigungen des Probanden bei der Nutzung der Orthese festgestellt.

Schlussfolgerung

Es wurde gezeigt, dass die vorgestellte Methodik geeignet ist modulare Systemgelenke anforderungsgerecht zu modifizieren und durch Instrumentierung in ein Sensorgelenk zu wandeln. Dieses Verfahren ist übertragbar auf diverse Orthesenkomponenten für Probanden unterschiedlicher Größe, Gewicht, Indikationen und Orthesendesigns. Es ermöglicht die direkte Messung der Momente an der Originalorthese mit beständiger Konfiguration. Der modulare Ansatz ermöglicht Reihenmessungen, die Grundlage für Entwicklungszwecke, Prüfparameterfestlegungen oder die Orthesenkomponentenwahl sein können. Des Weiteren lassen sich die Messgelenke als Bestandteil von Testversorgungen zur Orthesenoptimierung einsetzen. Da

das Messsystem äußerst kompakt ist und die Probanden nicht beeinflusst, sind auch Messungen im Feld einfach realisierbar.

Literatur

[1] Andrysek J, Arch Phys Med Rehabil 2008; 89: 1372–1379.
[2] Bernhardt KA, Prosthetics and Orthototics Int. 2011, Vol. 35(1):106–112.
[3] Hochmann D, Measurement of loads in KAFO joints for locked and SCO conditions, AOPA 2012

Abb. 1

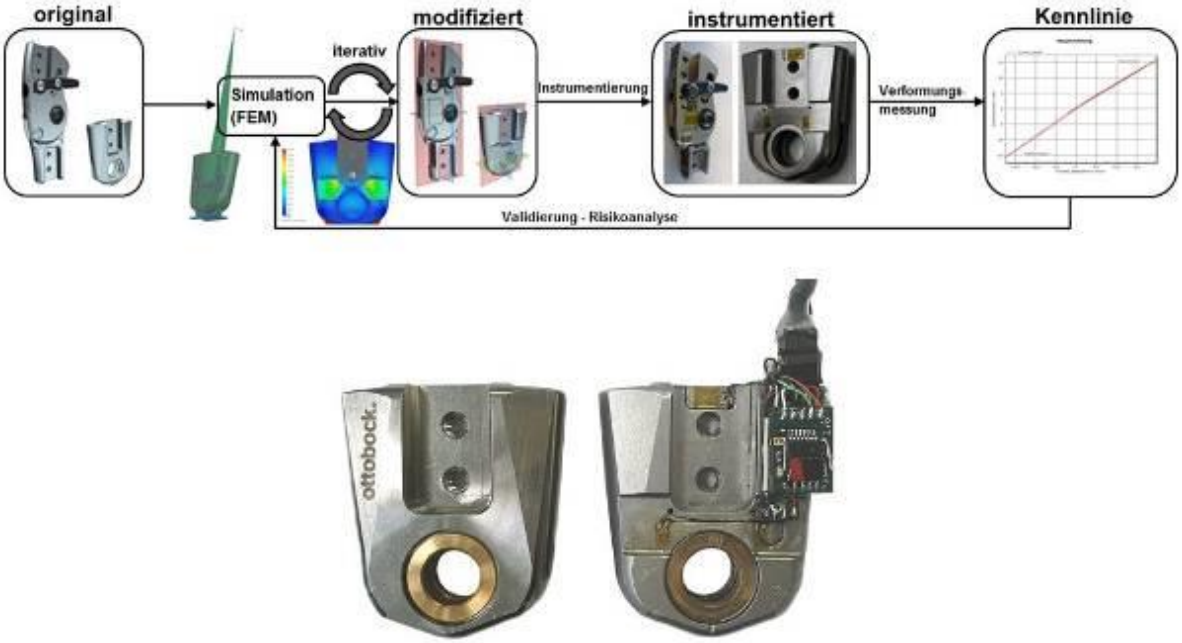


Abb. 2

V 17

Evaluation of a non-linear morphing method for patient-specific musculoskeletal models

M. Schwarze, I. Alfred, C. Hurschler (Hannover/DE)

Fragestellung

Patient-specific musculoskeletal models present several advantages in the area of biomechanics, from gait analysis to pre-operative simulation. While the process of obtaining magnetic resonance imaging (MRI) data and to create bone surface models is considered state-of-the art, the manual work load required to identify and segment the images into a fully featured model (muscles and ligament attachment points) is still very extensive and expensive.

Material und Methode

The morphing of fully featured generic models based on individual bone surface models has been shown to accurately represent patient anatomy. This study evaluates the accuracy of a non-linear morphing method using a radial basis function (RBF) in the AnyBody Modeling System. We compared the morphed attachment sites of muscles and ligaments to the patient-specific attachment sites as identified in MRI images of the knee (Fig. 1).

Ergebnis

The initial results showed a mean RMS error of 10.3 (SD: 4.1) mm for femoral attachment sites and 13.2 (SD: 7.8) mm for tibial attachment sites. After adjusting the attachment sites in the generic model according to the first training set of ten knees, a second series of images from twelve knees was acquired. MRI hardware and segmenting personnel were exchanged. The resulting mean RMS error improved to 6.8 (SD:2.5)mm for femoral attachment sites and 8.2 (SD: 4.7) mm for tibial attachment sites. The distance between the attachment site obtained from MR images and its morphed counterpart ranges from 2.2 mm for the M. adductor magnus to 15.4 mm for the medial gastrocnemius muscle. The medial collateral ligament, with a minimum of 2.3 mm, a maximum of 7.5 mm appears to be the most accurately morphed attachment site on average.

Schlussfolgerung

In conclusion, the RBF morphing method allows for the creation of patient-specific models without prior knowledge of the location of attachment sites and other anatomical details and segmentation can be carried out even with minimal knowledge of the shape of bones. The results obtained are promising, faring better than most existing methods of scaling found in literature and warrant further investigation. It would be of special interest to perform sensitivity studies of the models using this RBF morphing method, to determine the relevance of an RMS error of 7 to 8 mm.

Abb. 1

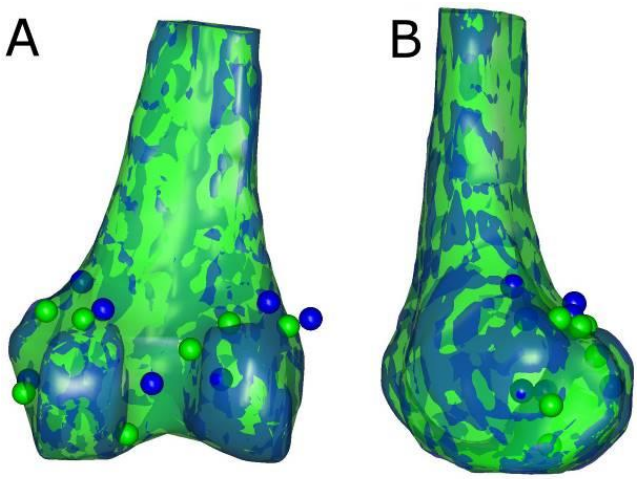


Fig. 1: MRI (green)and morphed (blue) femoral muscle attachment sites of the knee in posterior (A) and medial (B) view.

V 18

Behandlungsoptimierung von Beckenfehlverheilungen in der rekonstruktiven Chirurgie mittels virtueller Reposition und Methode der Finiten Elemente

S. Kurz, P. Pieroh, M. Lenk, B. Fischer, C. Josten, J. Böhme (Leipzig/DE)

Fragestellung

Fehlverheilungen im Becken stellen eine seltene Komplikation dar, deren Korrektur sich aufgrund der komplexen dreidimensionalen Geometrie des Beckenrings als technisch äußerst anspruchsvoll darstellt. Aufgrund dessen ist eine detaillierte präoperative Planung zur Wahl der geeigneten Korrektur unabdingbar. Generell ist die rekonstruktive Chirurgie eine zwei- bis dreistufige Prozedur, während die transiliakale Osteotomie eine operative Alternative darstellt, welche zusätzlich die Beinlängendifferenz korrigieren kann. Neben der herausfordernden präoperativen Planung und operativen Prozedur ist die zur Verfügung stehende Datenmenge zur Implantatpositionierung und Fixation bei pelviner Fehlverheilung als ungenügend einzuschätzen, so dass verglichen mit akuten Beckenringverletzungen eine rigidere Fixation empfohlen wird.

Material und Methode

Behandelt wurde eine 38-jährige Patientin, welche unter einer Beckenfehlverheilung vom Typ IV nach Mears (Mears et al. 2003) und einer damit assoziierten fortschreitenden Immobilisierung litt. Anhand erhobener CT-Daten der Patientin wurden Volumen-Geometrien erstellt und aufbereitet. Die erzeugten Geometrien wurden virtuell osteotomiert, optimal reponiert und darauf aufbauend verschiedene Osteosynthesevarianten erstellt und geprüft. Die für die Patientin aussichtsreichste Versorgungsvariante mit dem größten Erfolgspotential wurde anhand der Methode der Finiten Elemente in einer numerischen Simulation auf Stabilität geprüft. Nach erfolgreicher Simulation der vorgegebenen Lastparameter wurden anhand der virtuellen Osteotomie und Reposition landmarkenbasierte Korrekturmaße und Winkel für die Operation abgeleitet. Die Korrektur wurde mittels transiliakaler Osteotomie und Symphysiotomie durchgeführt und an den geplanten Positionen mit Plattenosteosynthesen versorgt.

Ergebnis

Es ergaben sich für die Patientin keine neurologischen oder infektiösen Komplikationen und die verbleibende Beinlängendiskrepanz betrug ≤ 2 cm. Die Patientin war schmerzfrei und es war ihr möglich ohne orthopädische Hilfen zu gehen. Im Vergleich mit radiographischen Untersuchungen zeigte sich das Potential der virtuellen 3D-OP-Planung in der präzisen Bestimmung der Korrekturparameter und der daraus resultierenden verkürzten Operationsdauer. Mittels der Finite-Elemente-Methode konnte die symphysäre Plattenosteosynthese sowie die parasymphysären Schrauben als die Zonen mit dem größten Versagensrisiko ermittelt und entsprechend angepasst werden.

Schlussfolgerung

Die transiliakale Osteotomie mit zusätzlicher Osteotomie bzw. Symphysiotomie offenbart eine operative Prozedur zur Korrektur der pelvinen Fehlverheilung unter Anpassung der Beinlängendiskrepanz. Die virtuelle 3D-OP-Planung ermöglicht die präzise Bestimmung der Korrekturparameter und die Finite-Elemente-Analyse kann potentiell als Kontrollmethode zur Analyse des Risikos des Implantatversagens betrachtet werden.

Literatur

Mears, D. C.; Velyvis, J. (2003): Surgical reconstruction of late pelvic post-traumatic nonunion and malalignment. In: The Journal of Bone and Joint Surgery 85 (1), S. 21–30. DOI: 10.1302/0301-620X.85B1.13349.

Abb. 1

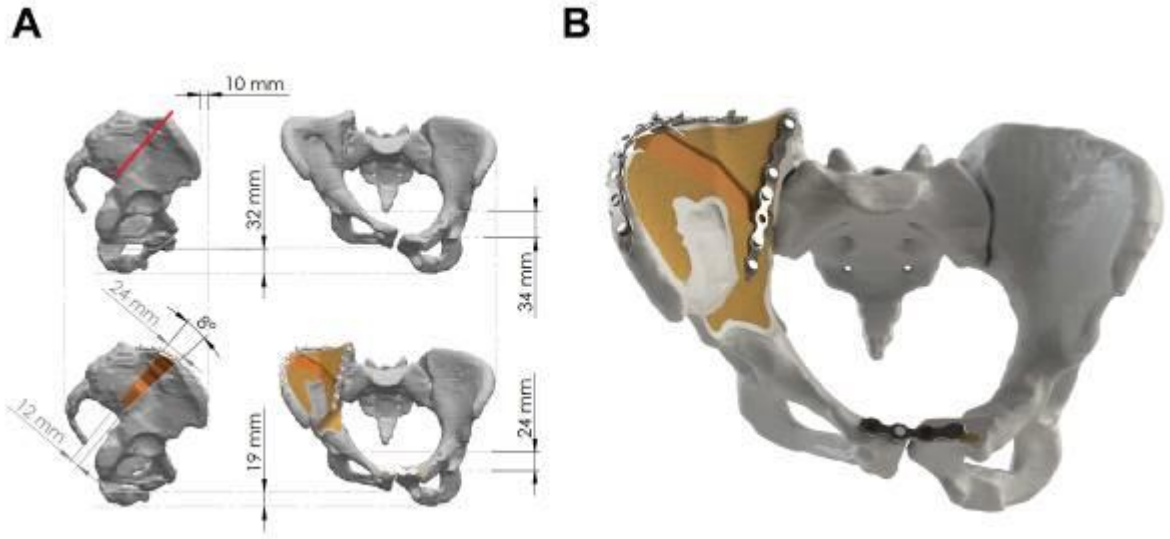
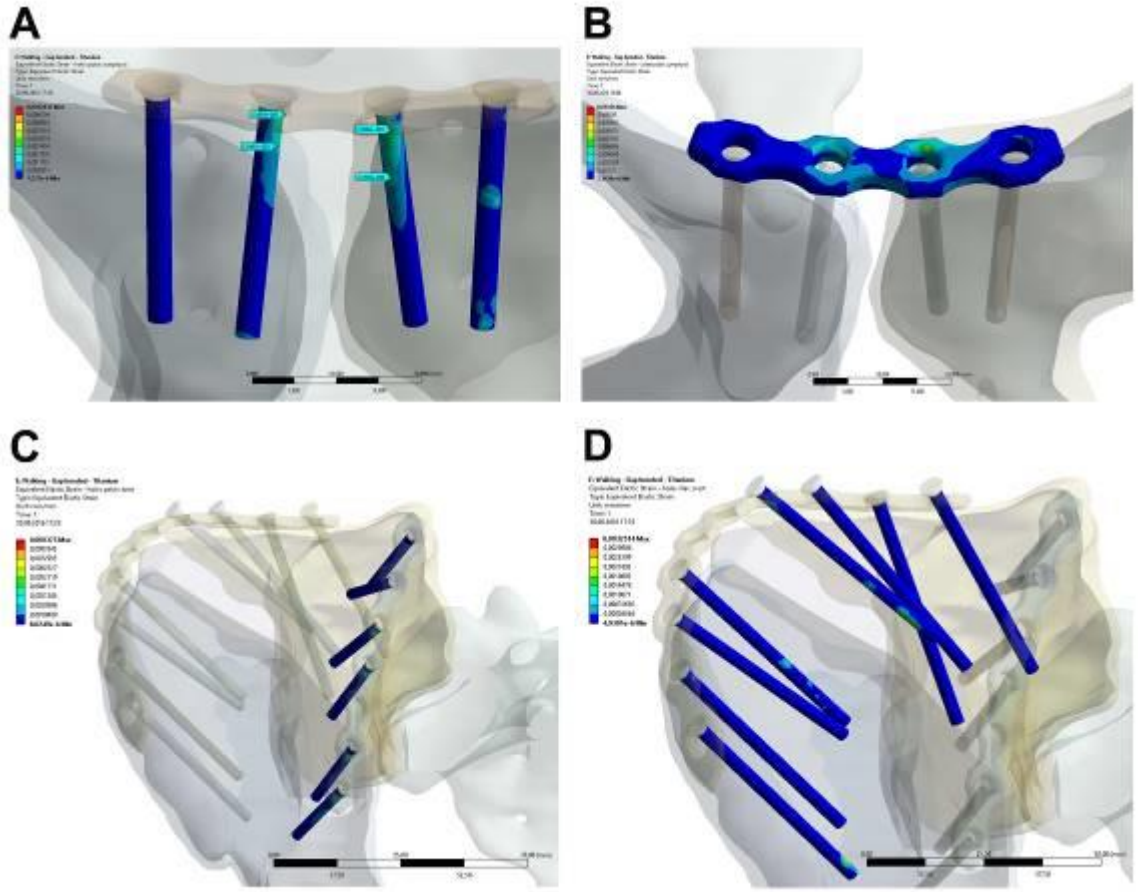


Abb. 2



V 19

Simulation der Degradation schwammähnlicher Strukturen aus Magnesiumlegierungen als Knochenersatzmaterial

A. K. Krüger (Hannover/DE), S. Julmi, C. Klose (Garbsen/DE), S. Besdo (Hannover/DE)
H. J. Maier (Garbsen/DE), P. Wriggers (Hannover/DE)

Fragestellung

Große Knochendefekte, die durch Unfälle oder Krankheiten verursacht werden können, kann der Körper nicht selbstständig überbrücken. Daher gibt es verschiedene Verfahren solche Defekte operativ aufzufüllen. In den meisten Fällen kommen autologe Knochentransplantate zum Einsatz, die dem Patienten zuvor entnommen werden müssen. Der Einsatz von synthetischem Knochenersatzmaterial anstatt des eigenen Knochens nimmt die Notwendigkeit eines zusätzlichen Eingriffs und die damit verbundenen Risiken und Kosten[1]. Daher hat sich die Forschung damit befasst geeignete Materialien zu entwickeln. Hier haben sich Magnesiumlegierungen als vielversprechend herausgestellt. Die Vorteile von Magnesium sind sein natürliches Vorkommen im Körper hinsichtlich der Biokompatibilität, die guten mechanischen Eigenschaften und die graduelle Degradation. Vorangegangene Studien haben bereits gute Ergebnisse für Implantatstrukturen aus verschiedenen Magnesiumlegierungen bezüglich ihrer Biokompatibilität und des Degradationsverhaltens ergeben[2,3,4].

Material und Methode

In dieser Untersuchung wurden im Feinguss hergestellte, offenporige Schwammstrukturen hinsichtlich ihres mechanischen Verhaltens und der Degradation untersucht. Der Vorteil von porösen, schwammartigen Strukturen ist, dass der Knochen im Heilungsverlauf in das Implantat einwachsen kann, während dieses mit der Zeit degradiert. Die Degradation von Magnesiumlegierungen ist ein diffusionsgesteuerter Prozess, der eine Änderung der Materialzusammensetzung bewirkt. Um die Degradation über die Zeit zu simulieren wurde ein numerisches Simulationsmodell entwickelt, das die Diffusion berücksichtigt. Die Berechnungen wurden mit der Finiten Elemente Methode durchgeführt.

Ergebnis

Die genaue Betrachtungen des Implantat-Gewebe-Interfaces hat ergeben, dass sich über die Zeit eine Degradationsschicht mit einer, im Vergleich zum Implantatkern, veränderten Materialzusammensetzung ausbildet. Diese Veränderung bewirkt eine Änderung der mechanischen Eigenschaften des Implantats. Das entwickelte Simulationsmodell stellt die Ausbildung der Degradationsschicht über den Degradationsverlauf dar. Mit diesem Modell wurde die zeitliche Änderung der mechanischen Eigenschaften der Schwammstruktur untersucht. Durch die Degradation ändert sich der effektive Elastizitätsmodul und die Festigkeit der Struktur.

Schlussfolgerung

Die Degradation bewirkt über die Zeit eine Abnahme der Magnesiumkonzentration von der Schwammoberfläche zum Materialkern, was eine Verringerung der mechanischen Festigkeit mit sich zieht. Das entwickelte Simulationsmodell bietet eine Möglichkeit diesen Vorgang zu simulieren. Über die Simulation kleiner Schwammstrukturen lässt sich der effektive Elastizitätsmodul der Struktur bestimmen, welcher sich dann auf größere, ähnlich aufgebaute Strukturen übertragen lässt.

[1] H. F. Seiler, F. E. Weber, Mund Kiefer Gesichts Chir 2000, 4, Suppl 1, 384–391
[2] J. Reifenrath, D. Bormann, A. Meyer-Lindenberg, Magnesium Alloys - Corrosion and Surface Treatments, F. Czerwinski (Ed.), ISBN: 978-953-307-972-1, InTech
[3] A. Krause, Tierärztliche Hochschule Hannover, Dissertation 2008
[4] M. Lalk, J. Reifenrath, N. Angrisani, A. Bondarenko, J.-M. Seitz, P. P. Mueller, A. Meyer-Lindenberg, J Mater Sci: Mater Med 2013, 24, 417–436

V 20

FE-Methode zur dynamischen Analyse von Hüftschäften unter standardisierten Patientenaktivitätsprofilen

J. B. Weiß, G. Hettich (Tuttlingen/DE), T. M. Grupp (Tuttlingen, München/DE), A. Maas (Tuttlingen/DE)

Fragestellung

Im Rahmen der präklinischen Testung von Hüftschäften geltenden Normvorgaben berücksichtigen ausschließlich die Richtung und den Betrag des auftretenden Hauptlastvektors. Versagensrisiken aufgrund wechselnder Lastrichtungen, wie zum Beispiel Mikrobewegungen oder Biege-Wechselbelastungen, bleiben mit den geltenden Normvorgaben unberücksichtigt. Auch zur Untersuchung biomechanischer Fragestellungen werden größtenteils statische Belastungssituationen gewählt die kaum Rückschlüsse auf Bewegung oder Belastung des Knochens, der Implantat-Knochen oder der Implantat-Zement Schnittstelle in dynamischen Szenarien zulassen.

Ziel dieser Studie war die Entwicklung einer einfach anzuwendenden und variablen Methodik um die Leistungsfähigkeit von Implantatsystemen bei der Ausübung von Alltagsaktivitäten zu ermitteln. Die Methode berücksichtigt standardisierte Belastungsfälle und erlaubt somit biomechanische Fragestellungen unter realen Alltagsbelastungen zu lösen [1].

Material und Methode

Aus gemittelten Datensätzen für 9 Alltagsaktivitäten wurden die Lastkomponenten Fx, Fy und Fz extrahiert und daraus mathematische Funktionen in Abhängigkeit der jeweiligen Zyklusdauer generiert. Die dazu verwendete Curve-Fit Prozedur erbrachte eine gute Übereinstimmung aller 27 Fitting Ergebnisse (avg. R^2 = 0,996 ± 0,00552). Nach erfolgter Transformation des Implantat- Koordinatensystems auf die durchschnittliche Femur- Koordinatensystem Ausrichtung des Patientenkollektivs der Referenzarbeit [1] wurden die Gleichungen Fx(t) , Fy(t) und Fz(t) auf ein standardisiertes FE- Modell in Anlehnung an ISO7206-6 aufgebracht. Um eine adäquate Lösungsgeschwindigkeit zu erreichen wurde auf die Integration von Nichtlinearitäten verzichtet und das umgebende Einbettmedium durch Verwendung einer elastischen Lagerung substituiert. Die Einleitung der Kraftkomponenten mittels der entwickelten Belastungsfunktionen erfolgte aus dem Ursprung des Femurkoordinatensystems heraus wirkend auf die Flächen des Kopfkonus. Basierend auf einer vorgeschalteten Konvergenzanalyse wurde ein FE-Netz aus 103.000 Tetraederelementen (Ansys SOLID187) gebildet wobei eine durchschnittliche Elementgröße von 0,5 mm im gesamten Halsbereich verwendet wurde.

Für die in dieser Studie durchgeführte Screening Serie wurde ein Standard Hüftschaft (Aesculap ExciaT Gr. 13 mit 32 mm XL Kopf) verwendet.

In einem ersten Teilabschnitt der Analyseserie wurde der Einfluss der ermittelten Lastfunktionen für jede der 9 verfügbaren Aktivitäten auf die maximal auftretenden Zugspannungen in der als neutral definierten, durchschnittlichen Ausrichtung untersucht. Im nächsten Abschnitt wurden nacheinander Werte für anteretroversion, varus-valgus sowie initialer flexion-extension in 10 Schritten im gemessenen Bereich jeweils unter Beibehaltung der Neutralposition der beiden verbleibenden Achsen variiert um den Einfluss der Implantatpositionierung unter standardisierter Belastung auf den jeweiligen Zugspannungsverlauf zu ermitteln. Um eine aussagekräftige Ergebnisdichte zu erhalten wurde jede der 297 Einzelanalysen in 75 Analyseschritte unterteilt. Ausgewertet wurden Ort und Höhe der maximalen Zugspannungen an der Implantatgeometrie.

Ergebnis

Die Berechnungsdauer eines Zyklus auf einer Standard CAD- Workstation betrug 8 min. Neben dem Maximalwert der auftretenden Spannung während der jeweiligen Aktivität wurden auch Änderungen im Ort der maximalen Zugspannung über den Zyklenablauf ausgewertet wobei auch mediale Zugspannungsmaxima ermittelt werden konnten (*Abb.1*). Eine Abhängigkeit von Spannungshöhe und Implantatpositionierung in ante- oder retroversion unter standardisierter Belastung ist primär bei einbeinigen Aktivitäten zu erkennen (*Abb.2*).

Schlussfolgerung

Durch die entwickelte Methodik kann das Verhalten von Implantatsystemen in dynamischer, standardisierter Alltagsbelastung unter Berücksichtigung von variabler Ausrichtung sowie zusätzlich skalierbarer Lasten untersucht werden. Die ermittelten Belastungsfunktionen für die jeweiligen Aktivitäten ermöglichen nach

einmaliger Erstellung eine effiziente und einfache Untersuchung struktur- sowie biomechanischer Fragestellungen.

Literatur

Bergmann G, Bender A, Dymke J, Duda G,Damm P (2016) Standardized Loads Acting in HipImplants. PLoS ONE 11(5): e0155612. doi:10.1371/journal.pone.0155612

Bildunterschriften

Abb. 1: Zugspannungsmaximum und Position der Maxima über den Zyklus (Jogging High100)
Abb. 2: Höhe der Zugspannung vs. ante- retroversion

Abb. 1

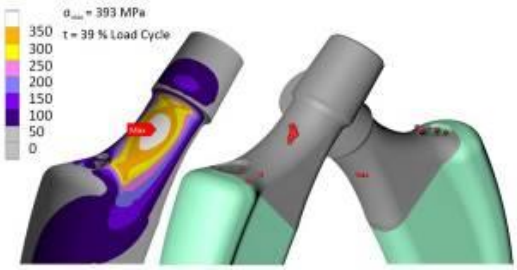
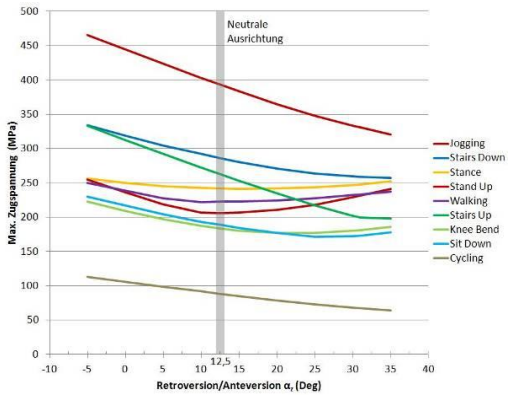


Abb. 2



V 21

Assessment of Flow Dynamics in a Blood Oxygenator - Implications for Endothelialisation Strategies

D. Dipresa, P. Kalozoumis, B. Wiegmann, C. Kühn, A. Haverich, S. Korossis (Hannover/DE)

Fragestellung

Extracorporeal membrane oxygenators (ECMO) have been used clinically for more than 40 years as a bridge to transplantation. Owing to their high gas transfer and low flow resistance, hollow fiber oxygenators have gained in popularity compared to conventional systems. In spite of the technological advances in ECMOs, the inevitable contact of the circulating blood with the artificial hollow-fibre gas-exchange membrane, and the subsequent thrombus formation, limits their usages to short-term clinical use (2-4 weeks). In addition, non-uniform flow can further limit gas-exchange efficiency and influence susceptibility to thrombus formation. Endothelialisation of the hollow-fibre gas-exchange membrane offers a potential solution to the thrombogenicity of these devices. However, abnormal shear stresses and inhomogeneous blood flow in the oxygenator could affect the function and activation status of the seeded endothelial cells (ECs). In this study, the blood flow through a commercially available (iLA Novalung) and a miniaturized oxygenator was modelled using computational fluid dynamics (CFD), with a view to assessing the shear stress magnitude/distribution and flow fields in the oxygenators.

Material und Methode

The study developed pseudo-homogeneous models, which considered the hollow-fibers as porous medium, and heterogeneous models taking into account the full hollow-fiber architecture. Specifically, the model fibers bundle is immersed in a viscous incompressible fluid (blood), and realistic fluid boundary conditions are prescribed at the upstream and downstream ends of the chamber.
The 3D geometry models were generated using the 3D computer aided design (CAD) software package (NX v.8.5, Siemens).
The intrinsic complexity of the geometry (up to 10k hollow fiber) required specific computational strategies. To reduce computational expense, a symmetry condition was assigned to the domain boundaries formed from bisecting the oxygenator along the devices symmetric midline (*symmetry plane*).
A uniform tetrahedral elements *mesh* (grid) was generated by dividing the computational domain into cells. The numerical equations were then solved in each cell of the mesh. A controlled mesh was applied in the region of the hollow fibers bundle in order to refine mesh sizes locally capturing high curvature distribution. The final meshes contained up to 7.3M nodes (vertices of cells) and 17.2M elements.
Blood was modelled as a Newtonian fluid with constant viscosity and density undergoing incompressible laminar flow. *No-slip* condition was assigned to all remain solid surfaces. Moreover, laminar and turbulent models of the ECMO fluid domain have been investigated in order to assess the shear stress distribution across the hollow fibers bundle.

Ergebnis

Three-dimensional computational results are presented to demonstrate the capabilities of such approach to predict high inhomogeneity in the flow velocity and wall shear stress distribution throughout the devices, implying a variable physical stimulation on the seeded ECs.
In addition, the parametric study of the CFD models yields a correct evaluation of shear stress distribution at higher flow rate where recirculation was predicted by shear stress turbulence model accurately (Fig 1, Geometry details and Fig 2, CFD of the 3D heterogeneous model).
Schlussfolgerung
The study highlighted the importance of simulating blood flow to accurately predict the stress–strain distribution across the oxygenators, as well as the flow velocity with a view to homogenizing the flow and wall shear stress distribution across the oxygenators.
The study developed both heterogeneous models, taking into account the full hollow-fiber architecture, and pseudo-homogeneous models (porous medium):

- The pseudo-homogeneous models required lower computational resources but they lacked the necessary accuracy for predicting localized flow fields and shear stresses at the individual fiber level;
- All models predicted high inhomogeneity in the flow velocity and wall shear stress distributions throughout both devices, implying a variable physical stimulation on the seeded ECs;

- Future work will also focus on parametric studies to optimize the geometry and operating conditions of the oxygenators, with a view to homogenizing the flow and wall shear stress distributions across the oxygenators, as well as to optimize gas-transport

Abb. 1

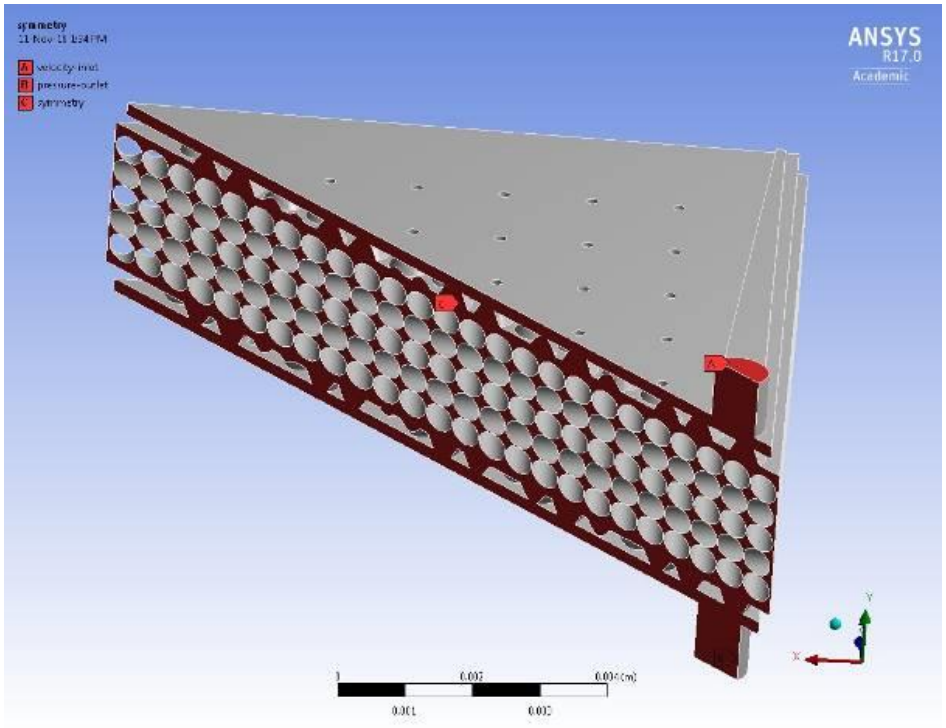
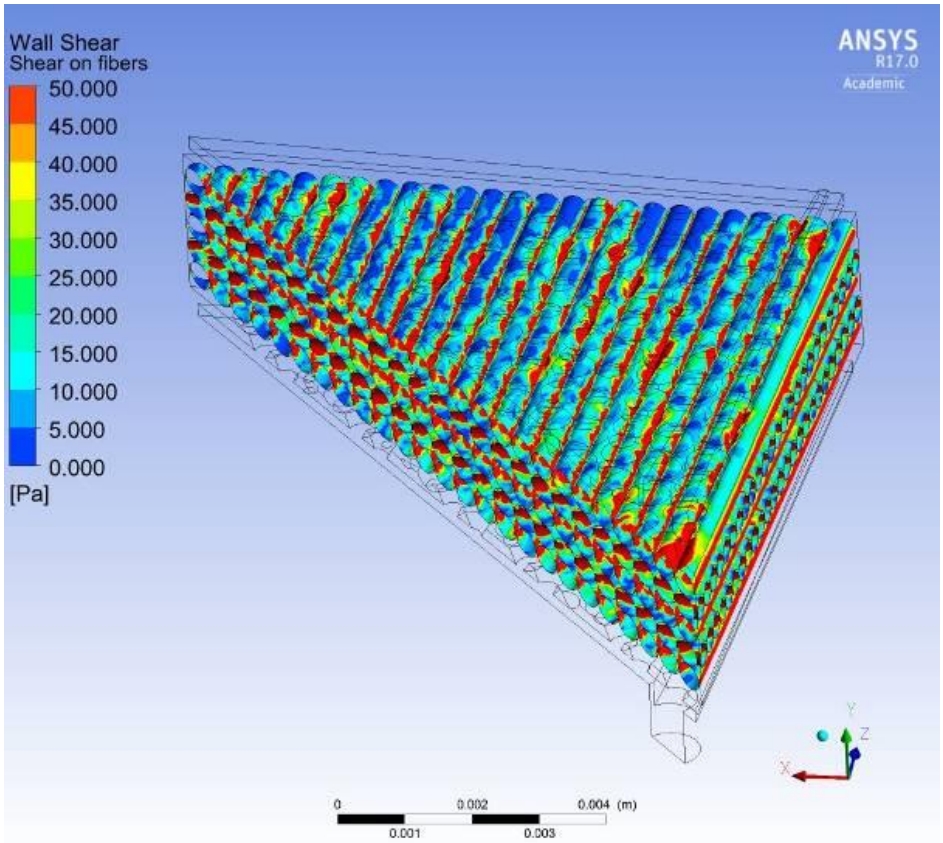


Abb. 2



Session 4 • Osteoarthrose, Knorpel und Meniskus

V 22

Degeneration verändert die Meniskuseigenschaften

D. Warnecke, J. Balko, N. B. Schild, R. Bieger, A. Ignatius, H. Reichel, L. Dürselen (Ulm/DE)

Fragestellung

Die Menisken spielen eine zentrale Rolle in der komplexen Biomechanik des Kniegelenks. Zahlreiche Studien haben daher sowohl die strukturellen als auch biomechanischen Eigenschaften gesunder Menisken untersucht. Allerdings kommt es innerhalb des natürlichen Degenerationsprozesses auch zu strukturellen Veränderungen des Meniskus, welche häufig mit einer Osteoarthrose assoziiert werden [5]. Die Studienlage über den Einfluss der Degeneration auf die Eigenschaften des Meniskus ist dabei gering und stellt sich zusätzlich als sehr widersprüchlich dar [2, 4, 7]. Daten über den Einfluss der degenerativen Prozesse auf die Permeabilität des Meniskus fehlen dabei gänzlich. Ziel dieser Studie war es daher, die biomechanischen Eigenschaften degenerierter Menisken sowie deren Veränderungen im strukturellen Aufbau in Abhängigkeit des Degenerationsgrads zu bestimmen.

Material und Methode

Laterale Menisken von 24 Knie-TEP Patienten wurden nach Einverständniserklärung der Patienten gesammelt und sowohl mikro- als auch makroskopisch der Degenerationsgrad bestimmt [6]. Wenn möglich wurde aus jeder Meniskusregion (anterior, intermedia, posterior) eine zylindrische Probe entnommen (Ø= 4,6 mm, h_0= 2,3 ± 0,6 mm) und jeweils einem Relaxationsversuch unter "confined compression" Bedingungen unterzogen (20 % Dehnung, Prüfgeschwindigkeit: 3 %h_0/min, Relaxationszeit: 60 min) [8]. Es wurden das Equilibrium Modul H_A, die hydraulische Permeabilität k sowie der Wassergehalt ermittelt. Mittels Infrarotspektrometrie wurde aus den Kollagen- (1293 - 1356 cm^{-1}) bzw. Proteoglykan (PG)-spezifischen (980 - 1120 cm^{-1}) Wellenzahlbereichen der Proben die "Area-under-curve" (AUC) bestimmt, um Korrelate zum strukturellen Aufbau herzustellen [10]. Nach Überprüfung der Normalverteilung wurden die Veränderungen von H_A und k mithilfe des Kruskal-Wallis Tests untersucht. Um die Veränderungen im Wasser-, Kollagen- und Proteoglykangehalts beurteilen zu können, wurde eine ANOVA mit post-hoc Tukey-Test durchgeführt.

Ergebnis

Aus den Ergebnissen des Relaxationsversuchs lässt sich eine Zunahme der hydraulischen Permeabilität mit steigendem Degenerationsgrad feststellen, während im Equilibrium Modul nur ein leicht abnehmbarer Trend zu erkennen war. Auf Grund der patientenbedingten, hohen Standardabweichungen konnten hier allerdings keine Signifikanzen ermittelt werden (Abb. 1, A). Die Infrarotspektrometrie ergab dabei sowohl in den Proteoglykan- als auch Kollagen-spezifischen Bereichen des Spektrums eine Abnahme mit zunehmenden Degenerationsgrad, was auf Grundlage der angewendeten spektroskopischen Technik auf eine Abnahme des jeweiligen Gehalts schließen lässt. Die AUC des kollagen-spezifischen Bereichs verringerte sich dabei signifikant von Grad 1 zu Grad 4 (Abb. 1, B). Der Wassergehalt stieg signifikant von Grad 1 und 2 auf Grad 4 (Tabelle 1).

Schlussfolgerung

Mit dieser Studie zeigten wir erstmals, dass eine fortschreitende Meniskusdegeneration zu einer Steigerung der Permeabilität und des Wassergehalts führt. Im ermittelten Equilibrium Modul hingegen konnten wir im Gegensatz zur existierenden Literatur keinen signifikanten Verlauf erkennen [2, 7]. Innerhalb der Infrarotspektrometrie zeigte sich ebenso wie bei Herwig et al. und Sun et al. eine signifikante Abnahme des Kollagengehalts bei fortschreitender Degeneration [3, 9]. Im Gegensatz zu Sun [9], der eine Zunahme von PG bei degenerierten Menisken beschrieb, konnte in der vorliegenden Studie eine abnehmende Tendenz festgestellt werden, wie sie auch Herwig et al. und Fischenich et al. fanden [1, 3].

Referenzen

[1] Fischenich et al., J Biomech Eng 2014; [2] Fischenich et al., J Biomech 2015; [3] Herwig et al., Ann Rheum Dis 1984; [4] Kwok et al., Nanomedicine 2014; [5] Lewandrowski et al., Am J Sports Med 1997; [6] Pauli et al., Osteoarthritis & Cartilage 2011; [7] Sandmann et al., BMC Musculoskelet Disord 2013; [8] Seitz et al., J Mech Behav Biomed Mate 2013; [9] Sun et al., Open Rheumatol J 2012; [10] Yin et al., Spectrochimica Acta. Part A, Molecular and Biomolecular Spectroscopy 2012.

Abb. 1

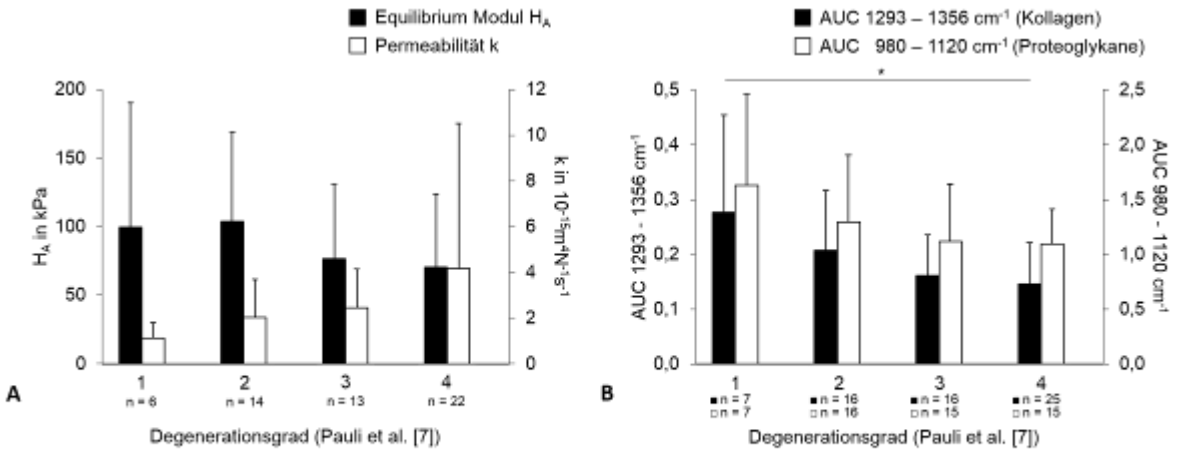


Abb. 1: Mittelwert und Standardabweichung der biomechanischen und poroelastischen Parameter: Equilibrium Moduls H_A und Permeabilität k (**A**) sowie der aus der Infrarotspektrometrie ermittelten kollagen- (1293 - 1356 cm^{-1}) und proteoglykanspezifischen (980 - 1120 cm^{-1}) AUCs („Area-under-curve") (**B**). *p ≤ 0,05

Abb. 2

	Degenerationsgrad			
	1	**2**	**3**	**4**
H_A in kPa	99,4 ± 91,0	103,9 ± 64,7	76,3 ± 54,5	70,4 ± 52,9
k in $10^{-15}m^4N^{-1}s^{-1}$	1,1 ± 0,7	2,0 ± 1,7	2,4 ± 1,7	4,2 ± 6,3
AUC Kollagen	0,3 ± 0,2	0,2 ± 0,1	0,2 ± 0,1	0,2 ± 0,1
AUC Proteoglykan	1,6 ± 0,8	1,3 ± 0,6	1,1 ± 0,5	1,1 ± 0,3
Wassergehalt in %	74,7 ± 3,28	75,7 ± 3,6	78,2 ± 4,1	79,8 ± 4,2

Tabelle 1: Übersicht der erhobenen Daten: Equilibrium Modul HA, Permeabilität k, „Area-Under-Curve" AUC des Kollagen bzw. Proteoglykan Spektrums, Wassergehalt (Mittelwerte ± Standardabweichungen).

V 23

3D meniscal position predicts knee replacement in fast progressing knee osteoarthritis

M. Roth, K. Emmanuel (Salzburg/AT), W. Wirth (Salzburg, Ainring/AT), C. K. Kwoh (Tucson, AZ/US)
D. J. Hunter (Sydney, New South Wales/AU), M. Hannon (Pittsburgh, PA/US)
F. Eckstein (Salzburg, Ainring/AT)

Fragestellung

Knee replacement (KR) represents an important clinical endpoint of knee osteoarthritis (KOA). Previous studies have shown that cartilage thickness is associated with subsequent KR. The aim of the current study was to quantitatively assess the role of the meniscus in progression to KR, specifically whether change in meniscal position and morphology predict progression from early radiographic KOA to KR within two years.

Material und Methode

A nested case-control study was conducted among Osteoarthritis Initiative (OAI) participants: Cases (KRs) with baseline Kellgren-Lawrence grade (KLG) ≤2 and KR between the 36 and 60 month (M) follow-up visit were each matched with one control (without KR until 60M) by age, sex and baseline KLG. Quantitative 3D measures of medial meniscal position and morphology were determined from manual segmentations using coronal 3T MR images acquired at the visit prior to KR (T_0) and two years prior to T0 (T_{-2}) (Fig. 1). Cartilage thickness measures were available for the same period. Paired t-tests and conditional logistic regression (odds ratios [OR]) were applied to compare meniscal changes from T_{-2} to T_0 between KRs and controls.

Ergebnis

The 35 knees with KLG ≤2 who received a KR were from 33 OAI participants [52%♀; age 65±7; body mass index (BMI) 30±4; KLG 0/1/2: 5/8/22] whereas the 35 control knees were from 35 participants [52%♀; age 64±7; BMI 30±5; KLG 0/1/2: 9/4/22]. At T_{-2} no significant differences were observed between the groups, in either cartilage thickness or meniscal parameters. Between T_{-2} to T_0, knees progressing towards KR showed a significant decrease in tibial plateau coverage by the meniscus and a significant increase in medial meniscal extrusion, whereas no change in positional measures was observed in controls (Table 1). Amongst morphological measures, reduction in meniscal width (but not in height or volume) was significantly greater in KRs than controls (Table 1). With and without adjustment for pain and BMI, the odds for subsequent KR increased with decreasing tibia plateau coverage, increasing meniscal extrusion, decreasing meniscal width and cartilage thickness loss (Table 1).

Schlussfolgerung

The tibia plateau coverage in the medial compartment decreased significantly in the two years before KR through meniscal extrusion and loss in meniscal width in knees with early radiographic KOA. In contrast, no significant change was observed in matched control knees. The association for meniscal position and morphology with KR was somewhat weaker than for cartilage thickness, but as the confidence intervals of the ORs overlapped it cannot be assumed that one is significantly stronger than the other.

Abb. 1

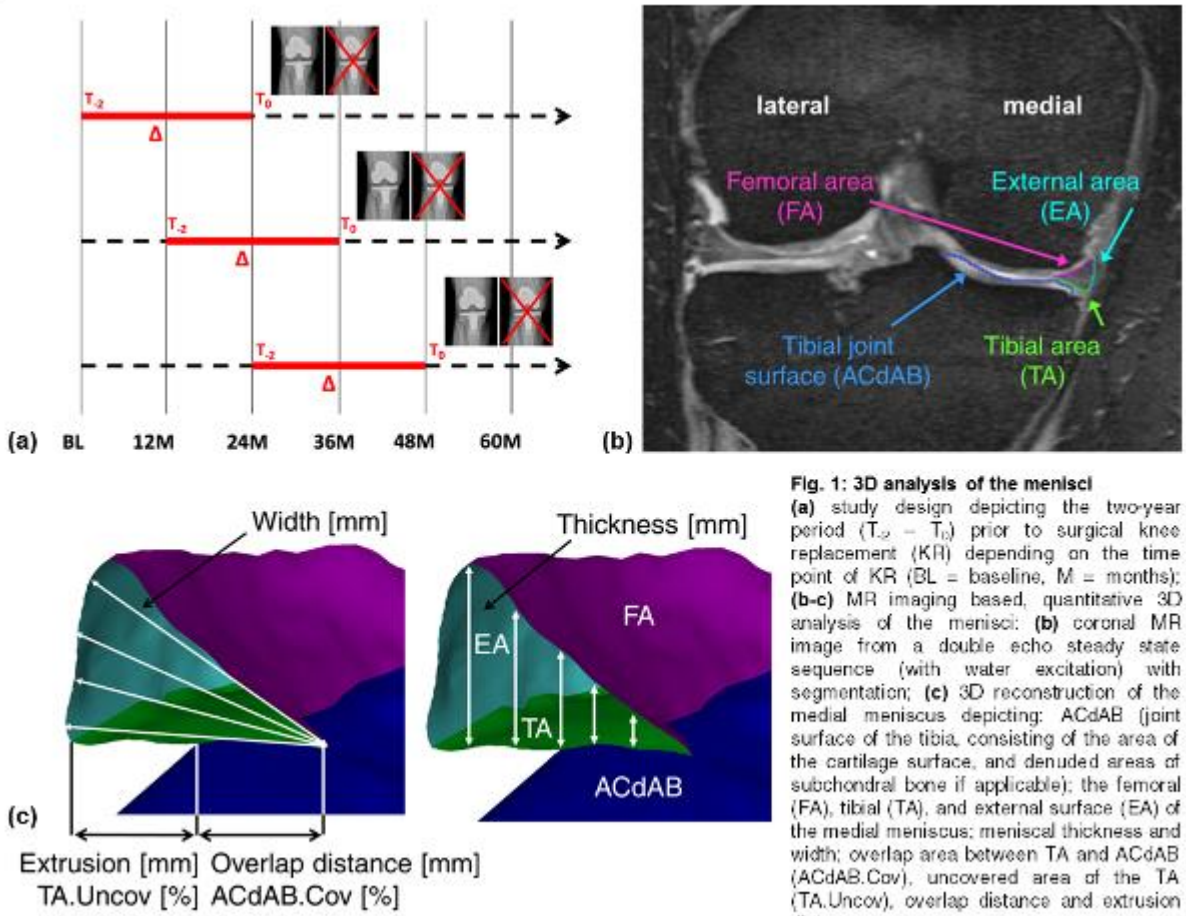


Fig. 1: 3D analysis of the menisci
(a) study design depicting the two-year period (T_{-2} – T_0) prior to surgical knee replacement (KR) depending on the time point of KR (BL = baseline, M = months); **(b-c)** MR imaging based, quantitative 3D analysis of the menisci: **(b)** coronal MR image from a double echo steady state sequence (with water excitation) with segmentation; **(c)** 3D reconstruction of the medial meniscus depicting: ACdAB (joint surface of the tibia, consisting of the area of the cartilage surface, and denuded areas of subchondral bone if applicable); the femoral (FA), tibial (TA), and external surface (EA) of the medial meniscus; meniscal thickness and width; overlap area between TA and ACdAB (ACdAB.Cov), uncovered area of the TA (TA.Uncov), overlap distance and extrusion distance.

Abb. 2

Table 1 Cartilage thickness and medial meniscal position and morphology parameters at two years prior to knee replacement (KR) (T_{-2}; mean±s.d.) and respective two-year change (T_{-2}->T_0; mean [95%CI]; *P*-values from paired sample t-test for with-in group changes and for differences in change between KR cases and matched controls.

		KR group (n=35)		Control group (n=35)		KR group vs. Control group			
		T_{-2} Mean±S.D.	Change (T_{-2}->T_0) Mean [95%CI]	T_{-2} Mean±S.D.	Change (T_{-2}->T_0) Mean [95%CI]	T-Test changes case/control P-values	ccOR [95% CI] (P-values)	$ccOR_{bc}$ [95% CI] (P-values)
Cartilage thickness	dMFTC [mm]	4.40±0.84	-0.72 [-1.03; -0.40]*	4.34±0.63	-0.01 [-0.08. 0.07]	0.002*	3.04 [1.26; 7.33] (0.013)	3.47 [1.21; 9.94] (0.020*)
Medial meniscus position	ACdAB.Cov% [%]	45.47±7.97	-6.06 [-8.80; -3.32]*	45.44±8.84	-0.09 [-1.24; 0.94]	0.001*	1.77 [1.22; 2.56] (0.002*)	1.84 [1.37; 2.48] (<0.001*)
	ACdAB.Cov [mm^2]	463.6±101.5	-54.7 [-82.8; -26.6]*	472.0±98.7	-0.6 [-11.8; 10.5]	0.001*	1.96 [1.25; 3.06] (0.003*)	2.07 [1.44; 2.99] (<0.001*)
	TA.Uncov% [%]	19.52±9.90	6.68 [3.23; 10.13]*	16.47±9.58	0.86 [-0.21; 1.94]	0.014	0.75 [0.57; 0.98] (0.034)	0.72 [0.57; 0.90] (0.004*)
	TA.Uncov [mm^2]	103.3±54.5	29.8 [13.3; 46.4]*	88.2±52.3	5.5 [-1.5; 12.2]	0.037	0.71 [0.53; 0.94] (0.018)	0.67 [0.53; 0.84] (0.001*)
	Ex.mean [mm]	2.60±1.54	0.80 [0.29; 1.32]*	2.37±1.61	0.13 [-0.08; 0.35]	0.042	0.75 [0.56; 1.01] (0.060)	0.71 [0.54; 0.92] (0.010)
	Ex.max [mm]	6.64±1.33	0.59 [0.30; 0.87]*	6.72±1.56	-0.04 [-0.32; 0.23]	0.006*	0.46 [0.20; 1.04] (0.061)	0.46 [0.20; 1.04] (0.061)
	OvD.mean [mm]	10.33±1.82	-1.35 [-0.73; -1.96]*	10.15±2.13	-0.11 [-0.34 ; 0.10]	0.002*	0.57 [0.32; 1.03] (0.064)	0.55 [0.34; 0.90] (0.016)
Medial meniscus morphology	Wid.mean [mm]	8.73±1.07	-0.49 [-0.74; -0.24]*	8.70±1.27	-0.06 [-0.28; 0.15]	0.016	1.74 [1.10; 2.76] (0.019)	1.89 [1.26; 2.85] (0.002*)
	Th.mean [mm]	2.60±0.37	0.06 [0.00; 0.13]	2.49±0.43	0.02 [-0.03; 0.07]	0.233	0.74 [0.55; 0.99] (0.043)	0.75 [0.55; 1.03] (0.077)
	Volume [mm^3]	2018.9±546.5	6.1 [-70.8; 83.1]	1987.0±632.9	0.4 [-48.7; 50.9]	0.895	0.97 [0.73; 1.30] (0.849)	1.01 [0.74; 1.38] (0.930)

dMFTC = central medial femorotibial compartment; ACdAB.Cov% = percentage of tibial plateau covered by the meniscus; ACdAB.Cov = tibial plateau area covered by the meniscus; TA.Uncov% = percentage of tibial meniscal surface not covering the tibial plateau; TA.Uncov = tibial meniscal surface area not covering the tibial plateau; Ex.mean/max = mean/maximal meniscal extrusion; OvD.mean/max = mean/maximal overlap distance; Wid.mean/max = mean/maximal meniscal width; Th.mean/max = mean/maximal meniscal thickness; ccOR: conditional logistic regression odds ratios [OR]; $ccOR_{bc}$: ccOR after adjusting for effects of baseline BMI and pain at T_{-2}; ORs were based on standardized measures [per SD of change in the control group between T_{-2} and T_0]; * = $P < 0.01$.

V 24

Biomechanische Charakterisierung eines neuartigen Seidenfibroinscaffolds für den subtotalen Meniskusersatz

S. E. C. Klose, D. Warnecke (Ulm/DE), N. Skaer, R. Walker (Abingdon/GB), O. Kessler (Zürich/CH)
A. Ignatius, L. Dürselen (Ulm/DE)

Fragestellung

Um die nach partieller Meniskektomie gestörte Lastübertragung im Kniegelenk wiederherzustellen, wurde bereits in mehreren Studien die Eignung verschiedener Materialien für den Ersatz des Meniskus untersucht. Lediglich zwei Scaffolds, Menaflex® (auch bekannt als CMI®, Ivy Sports Medicine, Gräfelfing) und Actifit® (Orteq Ltd., London), werden momentan klinisch eingesetzt. Jedoch sind diese weder von der Ärzteschaft allgemein anerkannt, noch konnte bisher nachgewiesen werden, ob diese auch über längere Zeit den Gelenkknorpel vor Degeneration schützen können. Grund dafür könnte eine fehlende biomechanische Ähnlichkeit zum humanen Meniskus sein [1]. Ein dauerhaftes Implantat aus Seidenfibroin (FibroFix™, Orthox Ltd.) zeigte bereits in einem Schafmodell über sechs Monate vielversprechende Ergebnisse bezüglich der Knorpelprotektion [2]. Ziel der vorliegenden Studie war die Erfassung der biomechanischen Eigenschaften dieses dauerhaften Implantats und der Vergleich zu den zwei klinisch verfügbaren Scaffolds und humanem Meniskusgewebe.

Material und Methode

Um einen Vergleich der Ergebnisse zu ermöglichen, wurde ein Indentations-Relaxations-Test nach Sandmann et al. durchgeführt, die in ihrer Studie die biomechanischen Eigenschaften von humanen Menisken und den Ersatzimplantaten Menaflex und Actifit untersuchten [1]. Nachdem Aufbringen einer Vorkraft von 0,5 N wurden die zylindrischen Proben des Seidenfibroinscaffolds (Ø=8 mm, n=9) für 5 Zyklen mit einer konstanten Geschwindigkeit von 5 mm/min bis 7 N (0,14 MPa) belastet. Nach 60 s Relaxationszeit folgte eine Entlastung bis auf 0,1 N mit erneuter Relaxation für 60 s. Aus der linearen Region des Kraft-Weg-Diagramms von Zyklus 1 und Zyklus 5 wurde die Steifigkeit k (N/mm) bestimmt. Die Residual Force FRes (N), definiert als Kraft nach 60 s Relaxation wurde als Maß für die Viskoelastizität des Materials ermittelt (Abb. 2). Für die statistische Analyse der Daten wurde ein gepaarter t-Test durchgeführt. Der Vergleich zu den Daten von Sandmann et al. erfolgte wegen fehlender Einzelwerte deskriptiv.

Ergebnis

Während Actifit® und Menaflex® nur bis zu 50% der Steifigkeit eines humanen Meniskus erreichten, zeigte das untersuchte Seidenfibroinscaffold eine bis zu zweifach höhere Drucksteifigkeit als Meniskusgewebe (Abb. 1). Die Steifigkeit sowie die Residual Force FRes stiegen von Zyklus 1 bis 5 für alle Materialien an (Abb. 1, 2). Im Falle des Seidenfibroinscaffold war dieser Anstieg signifikant ($p<0,0001$).

Schlussfolgerung

Die über die Zyklen zunehmende Steifigkeit und Residual Force des Seidenfibroinscaffolds lassen auf ein viskoelastisches Verhalten, ähnlich zu humanem Meniskusgewebe schließen. Obwohl dies auch für Menaflex® und Actifit® zutrifft, sind diese aufgrund der geringen Steifigkeit nicht in der Lage hohe Kräfte aufzunehmen. Inwieweit sich dies mit fortschreitender Gewebeinfiltration und Degradation der Scaffolds verändern wird, ist noch nicht untersucht. Das Seidenfibroinscaffold als permanenter Ersatz ändert sich nach Implantation nur unwesentlich. Seine Steifigkeit sollte noch reduziert werden, um genauer den Eigenschaften des humanen Meniskus zu entsprechen, was als Grundvoraussetzung für den Meniskusersatz anzusehen ist [3].

[1] Sandmann GH et al. (2013) BMC Musculoskelet Disord 14:324
[2] Gruchenberg K et al. (2015) Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 23(8):2218-29
[3] Rongen JJ et al. (2014) Biomaterials 35:3527-3540

Abb. 1

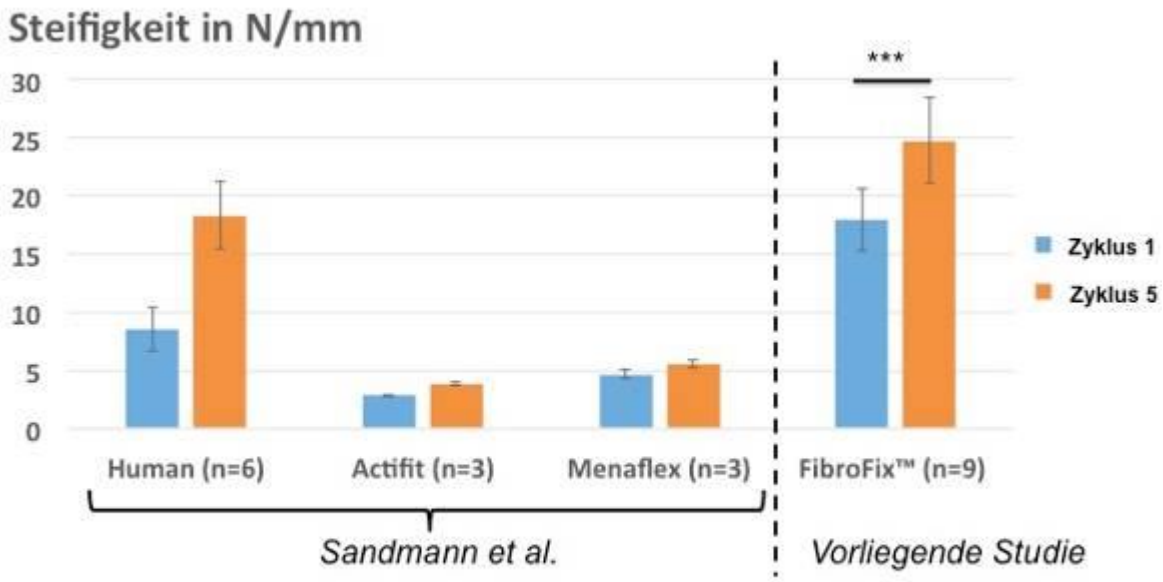


Abb. 1: Lineare Steifigkeit (k) des Seidenfibroinscaffolds in Zyklus 1 und Zyklus 5 im Vergleich zum humanen Meniskus und zwei klinisch verfügbaren Scaffolds (***: p<0,0001)

Abb. 2

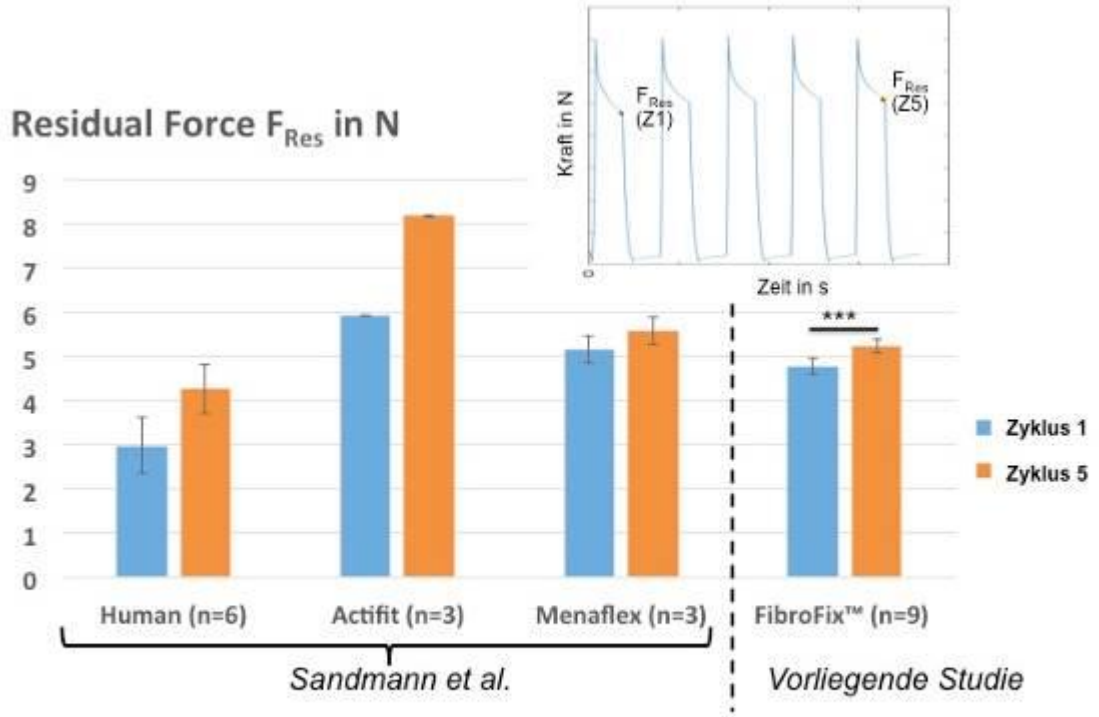


Abb 2: Residual Force F_{Res} (N) des Seidenfibroinscaffolds im Vergleich zum humanen Meniskus und zwei klinisch verfügbaren Scaffolds (***: p<0,0001)

V 25

Ordered Values of Longitudinal Change in Subregional Laminar Cartilage Spin-Spin Relaxation Times (T2) in Radiographic Knee Osteoarthritis – Data from the Osteoarthritis Initiative (OAI)

W. Wirth, S. Maschek, F. Eckstein (Salzburg, Ainring/DE)

Fragestellung

Spin-spin (T2) relaxation time mapping has been shown to be sensitive to mechanical cartilage properties and to early cartilage pathology in osteoarthritis (OA). Location-independent ordered values (OV) of subregional cartilage thickness change have previously been shown to better discriminate between different stages of radiographic OA than measurement in specific regions, but this technique has not yet been applied to T2. We here studied whether location-independent ordered values (OVs) of one-year change in laminar (superficial and deep layer) cartilage T2 are superior to location specific measures in discriminating between different stages of radiographic OA.

Material und Methode

In the Osteoarthritis Initiative (OAI), sagittal multi-echo spin echo (MESE) MRIs were acquired at baseline (BL) and at year-one (Y1) follow-up. The current analysis included 26 knees with Kellgren-Lawrence grade (KLG) 0, 39 knees with KLG 2 without joint space narrowing (KLG2), 27 knees with KLG2 and grade 1 medial joint space narrowing (KLG2+JSN), and 32 knees with KLG3 (age 63.2±9.2y; BMI 29.2±4.7kg/m²). Deep and superficial layer (each 50% of cartilage thickness) cartilage T2 times were computed from manual segmentations in femorotibial cartilages and in 16 cartilage subregions. Change between BL and Y1 was compared between KLG strata in the medial and lateral femorotibial compartment (MFTC/LFTC), in combined central MFTC and LFTC subregions (cMFTC/cLFTC), and in location-independent ordered values 1 and 16 (OV 1/16: the subregion with the largest decrease/increase in T2 within each knee) using non-parametric Kruskal-Wallis tests.

Ergebnis

No significant between-group differences were observed in superficial and deep layer T2 times for the MFTC and LFTC ($p \geq 0.46$) and for the cMFTC and cLFTC ($p \geq 0.30$, Fig. 1). The T2 decrease in OV 1 differed between KLG strata in the deep ($p=0.03$, Fig. 2) but not in the superficial layer ($p=0.13$, Fig. 2). OV 16 of subregional T2 changes differed between KLG strata in both the superficial ($p=0.003$) and deep layer ($p<0.001$, Fig. 2).

Schlussfolgerung

Region specific measures of cartilage spin-spin relaxation times were insensitive to differences in longitudinal change between KLG strata whereas ordered values of subregional T2 change revealed significant differences between KLG strata in both the superficial and deep cartilage layer.

Abb. 1

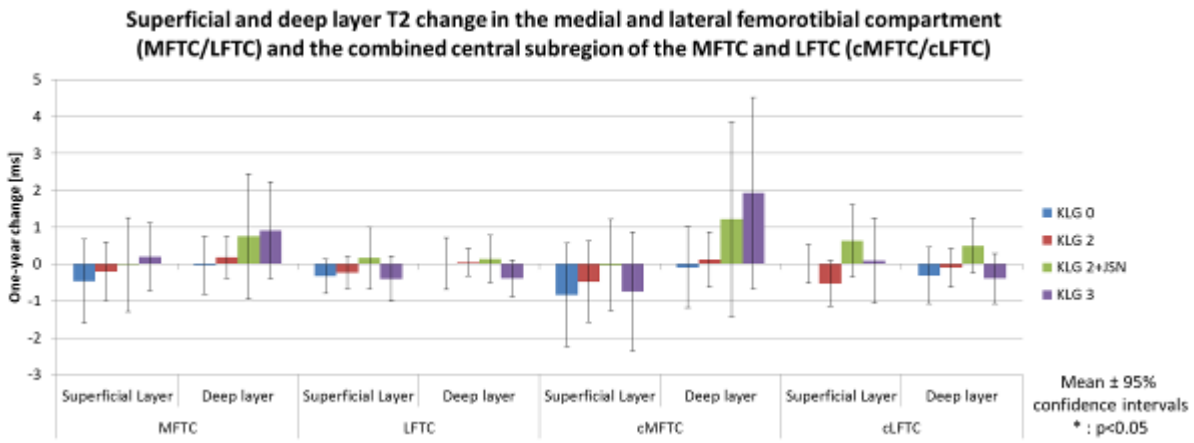
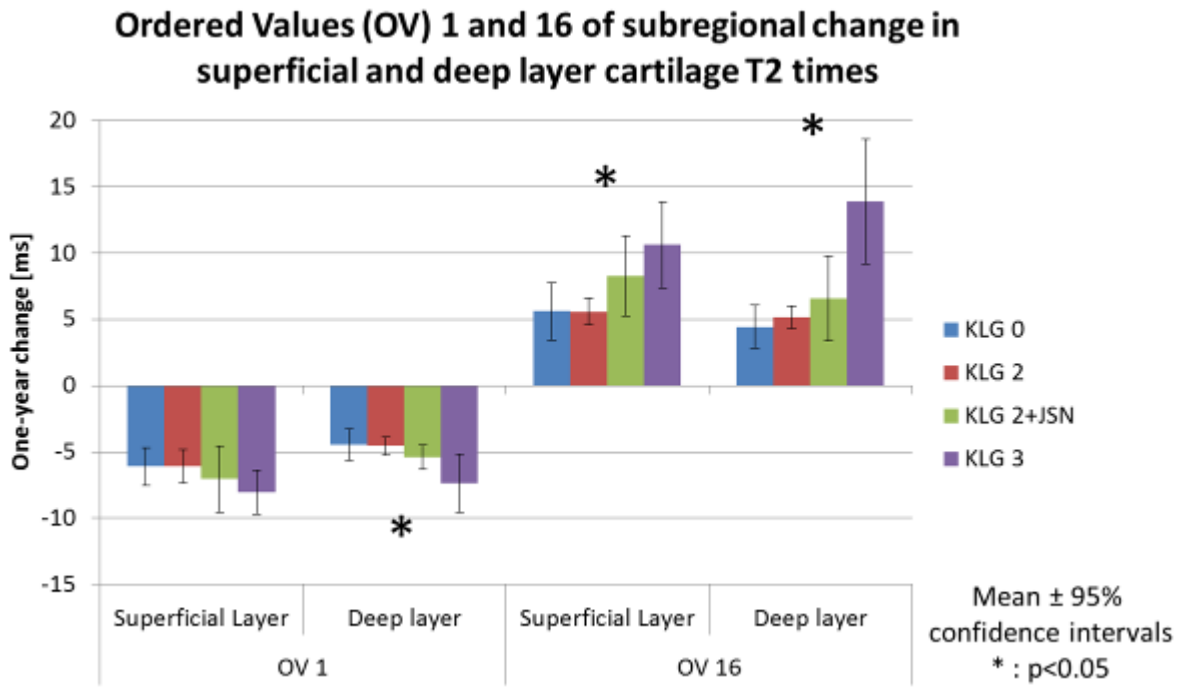


Abb. 2


Ordered Values (OV) 1 and 16 of subregional change in superficial and deep layer cartilage T2 times
One-year change [ms]
20
15
10
5
0
-5
-10
-15
*
*
*
Superficial Layer
Deep layer
Superficial Layer
Deep layer
OV 1
OV 16
KLG 0
KLG 2
KLG 2+JSN
KLG 3
Mean ± 95% confidence intervals
* : p<0.05

V 26

Effect of long-term in vitro cultivation for up to 10 weeks on the biomechanical properties of native osteochondral samples - a pilot study

P. Foehr (München/DE), V. Horbert (Eisenberg/DE), N. Popp, C. von Deimling, J. Tübel
L. Kuntz (München/DE), R. W. Kinne (Eisenberg/DE), R. Burgkart (München/DE)

Fragestellung

New insights into the physiology and regeneration of articular cartilage can be generated by the use of in vitro 3D tissue cultures. A major advantage of this strategy will be a reduction of the number of animal studies. Although the culture conditions are not as complex as in vivo, such high-throughput capable strategies bear the potential of becoming key tools for an accelerated integration of new research findings for curing tomorrow's patients. For a first proof-of-concept, a systematic mechanical evaluation of static cultivated, native osteochondral samples from the bovine knee joint was carried out at 0, 4, 8, and 10 weeks of cultivation. The aim of the study was to assess differences in the mechanical response of the samples with respect to the cultivation period.

Material und Methode

Sterile osteochondral cylinders (diameter=6mm, height=8mm) were harvested from the patellar groove of two year old healthy cows. Four groups (n=7 samples per group) were cultivated for 0, 4, 8, and 10 weeks in agar and cell culture medium (DMEM). After cultivation, mechanical characterization was carried out to measure the instantaneous stiffness response during indentation at a speed ramp of 0.1 N/s, as well as the creep and creep-recovery depths after 60 seconds of constant loading/unloading (3 repeated cycles at 0.11 MPa/0.02 MPa, specimen and indenter were kept moist using PBS, Fig. 1A). For all measurements, a porous titanium indenter was used (SIKA-T; porosity=20%, pore size=40µm, diameter=1.3mm; GKN Sinter Metals, Radevormwald, Germany). To achieve a perpendicular alignment between the surface of the specimen and the loading axis, a 4 DOF tilt-and-shift table together with a 2-channel video system was applied. The first two cycles were used for preconditioning and the third cycle for data evaluation of force and displacement.

Ergebnis

For all measurement types, a time-dependency of the cultivation was observed. Several comparisons resulted in significant differences (One-way-ANOVA followed by Tuckey's post-hoc test). In comparison to the uncultivated control group, the stiffness was significantly decreased by 30% after 8 weeks ($p<0.05$, Fig. 1B), whereas the indentation depth during creep-indentation was increased by a factor of 3 after 8 weeks and 10 weeks ($p<0.01$, Fig. 1C). Strain after creep-recovery showed the same trend as after creep, but did not show a statistically significant difference.

Schlussfolgerung

In this pilot study we were able to conduct a long term cultivation of osteochondral samples followed by biomechanical characterization (instantaneous stiffness response and remaining strain values after creep and creep-recovery indentation tests). The decrease in stiffness and the lack of resistance at constant creep loading shows that static cultivation over up to 10 weeks does not fully provide a physiological cultivation. In future studies we will repeat the measurements and also adding intermittent mechanical loading during cultivation in the range between 2.5 and 10% strain or 0.01 and 0.1 MPa with our new, custom made bioreactor system. The effects will also be evaluated using histomorphological and biochemical methods.

Abb. 1

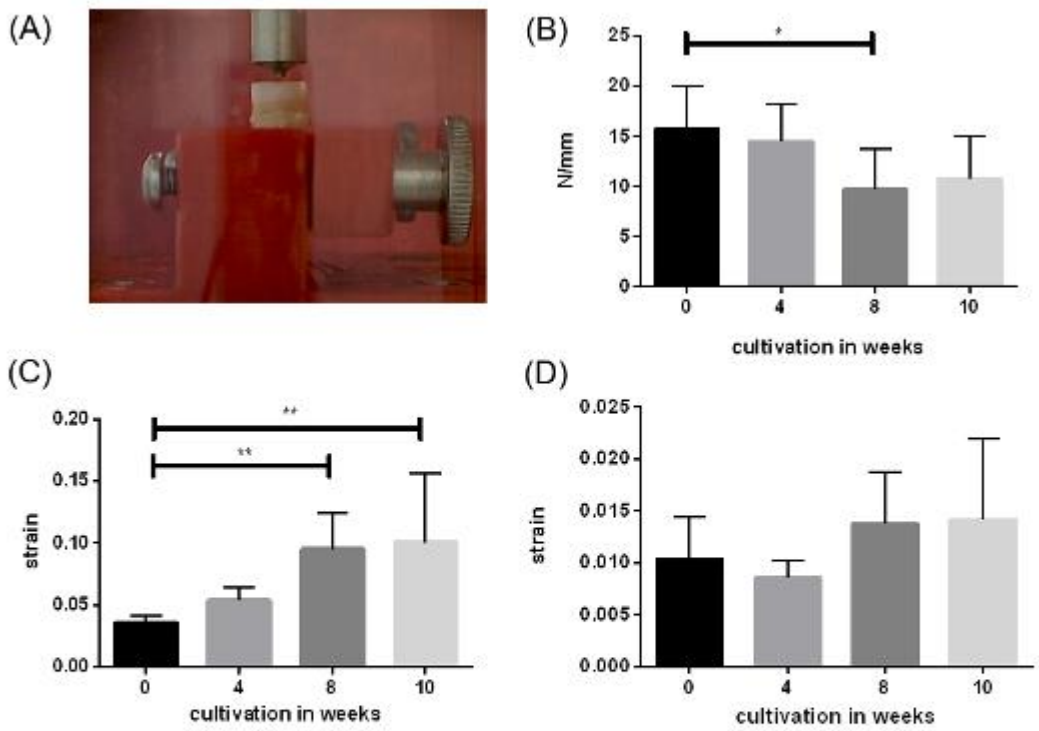


Fig. 1: Biomechanical setup for creep-indentation using bovine osteochondral cylinders from the patellar groove (A), instantaneous stiffness response in N/mm over cultivation weeks (B, $p<0.05$), strain at the end of the creep phase (C, $p<0.01$) as well as remaining indentation depth at the end of the creep-recovery phase (D).

V 27

Validation of a Model-Based Semi-Automated Segmentation Algorithm for Muscle and Adipose Tissue Cross-Sectional Areas at the Thigh

J. Kemnitz (Salzburg/AT; Nürnberg/DE), F. Eckstein (Ainring, Salzburg/AT; Nürnberg/DE)
A. Ruhdorfer (Salzburg/AT; Nürnberg/DE), T. Dannhauer (Ainring, Salzburg & Nürnberg/AT)
A. G. Culvenor (Salzburg/AT; Nürnberg/DE), S. Ring-Dimitriou, A. M. Sänger (Salzburg/AT)
W. Wirth (Ainring, Salzburg/AT; Nürnberg/DE)

Fragestellung

Muscle strength and adipose tissue are known to affect knee function and have been identified as risk factors of incident knee OA. Muscle and adipose tissue cross-sectional areas (CSA) represent an MRI-based "imaging biomarker" that is less dependent on voluntary activation and pain, and more sensitive to change, than strength. But manual segmentation of the CSAs requires a lot of time and effort; therefore we introduce and validate a semi-automated method for thigh muscle and adipose tissue CSA segmentation from MRI.

Material und Methode

An active shape model (ASM) was trained using 113 MRI CSAs from the Osteoarthritis Initiative (OAI) and combined with an active contour model post-processing step. This method was applied to 20 other MRIs from the OAI, and to baseline and follow-up MRIs from a 12-week lower-limb strengthening or endurance training intervention (n=35 women). The agreement of semi-automated vs. previously existing manual segmentation was assessed using the Dice similarity coefficient (DSC). Longitudinal changes observed in the training intervention were compared between semi-automated and manual segmentations.

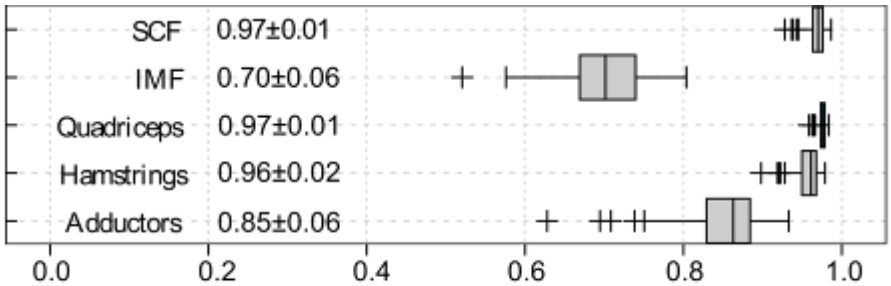
Ergebnis

A high agreement (DSC≥0.95) was observed between manual and semi-automated segmentations for subcutaneous fat, quadriceps and hamstring CSAs (Abb. 1). With strength training, both the semi-automated and the manual segmentation method detected a significant ($p<0.05$) reduction in adipose tissue CSA, and a significant gain in quadriceps, hamstring, and adductor CSAs (Abb. 2). With endurance training, a significant reduction in adipose tissue CSAs was observed with both methods (Abb. 2).

Schlussfolgerung

Using an active shape model (ASM) combined with an active contour model (ACM), we have shown a high cross-sectional agreement between semi-automated and manual segmentation methods for thigh muscle and adipose tissue CSAs. Importantly, the time-efficient semi-automated algorithm detected longitudinal training effects on muscle and adipose tissue of the thigh with a similar sensitivity to change as manual thigh CSA segmentations. This novel approach can be used to evaluate thigh CSA morphology from large datasets in less time and with equivalent accuracy as manual segmentations.

Abb. 1



Box-plot showing the average Dice similarity coefficients (DSC; agreement between manual and semi-automated segmentation; mean±SD) in 90 MRI CSA images (OAI participants: n=20, training study baseline: n=35 and training study follow up for n=35 participants).

Abb. 2

Longitudinal change in % (mean±SD) and sensitivity to change (standardized response mean [SRM]) in thigh muscle and adipose tissue CSAs observed after 12 weeks († p<0.05) of lower-limb strengthening or endurance training using manual and semi-automated segmentation

			SCF	IMF	Quadriceps	Hamstrings	Adductors
Strength Training	Manual	Change:	-5.9±10.2†	-12.2±17.2†	2.7±4.1†	3.1±5.5†	10.4±12.5†
		SRM:	-0.58	-0.71	0.66	0.58	0.83
	Semi-automated	Change:	-6.0±9.8†	-10.4±12.8†	2.7±3.4†	3.4±5.2†	9.3±15.5†
		SRM:	-0.61	-0.81	0.80	0.65	0.60
Endurance Training	Manual	Change:	-6.3%±11.1†	-14.0%±22.1†	2.0%±6.2	-0.6%±5.3	-1.6%±31.7
		SRM:	-0.57	-0.63	0.32	-0.11	-0.05
	Semi-automated	Change:	-4.8%±9.3†	-15.8%±28.3†	1.5%±5.3	0.4%±6.4	-0.9%±22.5
		SRM:	-0.51	-0.56	0.27	0.06	-0.04

V 28

Variability in infra-patellar fat pad volume – Do sex and knee OA status matter?

E. Steidle-Kloc (Salzburg/AT), B. Burda (Salzburg/AT), T. Dannhauer (Salzburg/AT), W. Wirth (Salzburg/AT), F. Eckstein (Salzburg/AT)

Fragestellung

The infra-patellar fat pad (IPFP) has gained recent interest in the research of knee osteoarthritis (OA), as it represents an intra-articular source of adipokines. Adipokines have been suggested to cause systemic low grade inflammation and to promote articular tissue degradation, and thereby provide an endocrine (rather than mechanical) link between obesity and knee OA. The purpose of the present study therefore was to systematically explore the relationship of IPFP volume with sex and knee OA status in different BMI strata.

Material und Methode

Of 4796 OAI participants, 304 subjects (age 57±7yrs) were studied, thereof half had frequent symptoms and radiographic signs of femorotibial OA, and the other half did not have any symptoms or radiographic signs (non-OA). The participants were 50% men/women from 4 BMI strata: normal weight (BMI 20-25), pre-obese (BMI 25-30), obese class I (BMI 30-35) and class II (BMI 35-40). The 19 women and 19 men per stratum were matched for age (±5yrs), body height (±5cm) and OA or non-OA status. IPFP volume was determined from sagittal fat-suppressed intermediate-weighted turbo spin-echo MRIs by manual segmentation. T-Tests were used for pairwise comparisons (OA vs. non-OA; women vs. men) after an ANOVA of repeated measures had been used to evaluated whether IPFP volume was related to BMI.

Ergebnis

Without OA, IPFP volume differed significantly (ANOVA: $p<0.02$) between the BMI strata in men and women. Further, men (non-OA, n=76) displayed a 2% larger IPFP volume than women across all BMI strata (Fig. 1; $p<0.01$), and a 22% larger IFPF volume normalized to body weight (0.40cm³/kg vs. 0.31cm³/kg; $p<0.01$). IPFP volume did not differ significantly between OA vs. non-OA knees across the 4 BMI strata in men ($p=0.28$) or women ($p=0.59$). When the latter analysis was restricted to obese class II patients, it seemed that IPFP volume was greater in OA than in non-OA cases, but this difference only reached statistical significance in men ($p<0.01$), without adjusting for multiple comparisons.

Schlussfolgerung

In conclusion, IPFP volume is shown to increase with greater BMI in both men and women. Men have larger IPFPs than women, even when normalized to body weight. No significant association between OA status and IPFP volume was shown across the participants; only in obese class II men and women, the IPFP appeared to be larger in OA than in non-OA cases.

Abb. 1

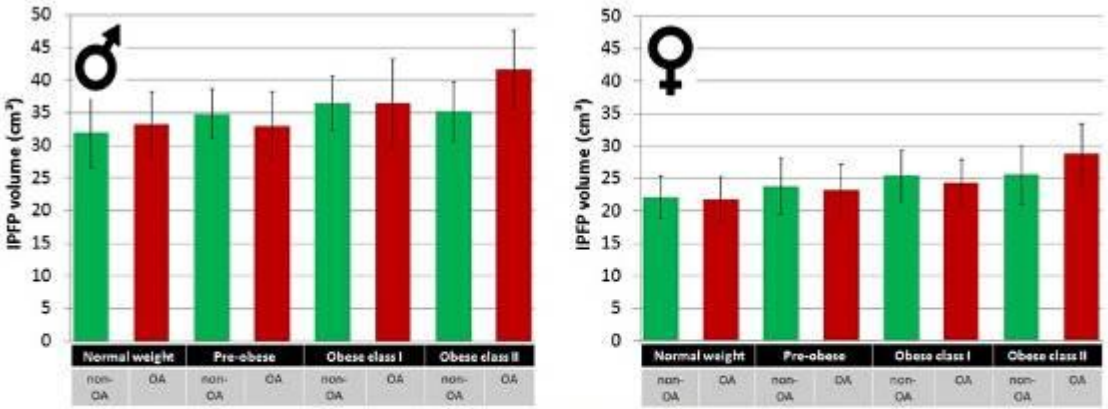


Figure 1: IPFP volume in different BMI strata with and without knee OA

Legend: IPFP volume is reported for men (right; mean±SD; cm³) and women (left) in the 4 BMI strata (normal weight, pre-obese, obese class I and obese class II), with green bars demonstrating knees without OA (non-OA) and red bars knees with OA.

Session 5 • Ganganalyse I

V 29

Development of dynamic hip and knee joint loading after total hip replacement in patients with unilateral hip osteoarthritis

F. Stief, A. Schmidt, S. van Drongelen, K. Lenarz, D. Froemel, F. Lutz, A. Meurer (Frankfurt am Main/DE)

Fragestellung

Recently, a shift of the medial-to-lateral knee joint load distribution could be shown in the affected limb in patients with unilateral hip osteoarthritis [Schmidt, J Orthop Res 2016;In Press]. The aim of the present study was to determine whether a total hip replacement (THR) would restore knee and hip joint moments to normal.

Material und Methode

In this prospective longitudinal study, instrumented gait analysis was performed shortly before surgery, six months and two years after THR on 15 unilateral hip osteoarthritis (OA) patients with a mean age of 65.8±7.1 years. 15 asymptomatic matched individuals were recruited as healthy controls. To identify kinematic predictor variables that best explain alterations in 1st and 2nd peak external hip and knee adduction moments (HAM"s and KAM"s, respectively), stepwise forward regression analyses were performed.

Ergebnis

Six month postoperatively, the 2nd HAM returned to near normal in the non-affected limb. However, abnormalities persisted in the affected limb with no recovery of the 2nd KAM (-32%, p=0.009). In addition, the knee ROM during stance phase remained reduced in the affected limb compared to controls (-33%, p=0.001) indicating a "stiff knee gait pattern". Reduced knee ROM and an increased outward rotated foot progression angle contributed significantly to the abnormal knee joint loading explaining 39% of 2nd KAM alterations. Whether abnormal joint moments persist even two years after surgery will be presented at the conference.

Schlussfolgerung

The reduced 2nd KAM in the affected limb indicates a shift in the knee joint load distribution from medial to lateral [Andriacchi, Arthritis Rheumatism 2013;65:310-13] and may initiate degenerative changes of the lateral compartment of the knee. This assumption is supported by Weidow and colleagues [Weidow, Osteoarthr Cartil 2005;13:471-6] showing that patients with unilateral hip OA have a higher incidence of lateral knee OA on the ipsilateral side. The "stiff knee gait pattern" might be due to the persistence of a learned "chronic osteoarthritis" gait pattern and/or due to compensation for leg length discrepancy. Thus, clinicians should include analyses of gait and dynamic joint loading when treating patients with hip OA before these deviations become stable over-time.

V 30

Motorische Analyse von Aufstehbewegungen mit einer aktiven Ganzbeinorthese

T. Kaib, J. Block, S. I. Wolf (Heiderlberg/DE)

Fragestellung

Das Aufrichten aus einer sitzenden Position (Sit-to-Stand, STS) ist neben dem Gehen die häufigste Bewegung im Alltagsleben [1]. Dennoch gibt es Personengruppen, die nur sehr schwer oder gar nicht aufstehen können. Hierzu gehören speziell ältere Menschen oder Personen mit muskulärer Schwäche der Knieextensoren [2]. Um die Selbstständigkeit einer Person im Alltag zu erhalten, ist in einem Kooperationsprojekt zwischen der TU Darmstadt und dem Universitätsklinikum Heidelberg, eine Ganzbeinorthese (KAFO) mit aktiver Unterstützung am Kniegelenk entwickelt worden [3]. Dieser Beitrag berichtet über erste Anwendungsergebnisse beim jungen Erwachsenen. Ziel dieser Studie war es, den biomechanischen Einfluss der KAFO mit unterschiedlichen Unterstützungsmomenten am Kniegelenk auf die STS-Bewegung zu untersuchen.

Material und Methode

Die Stichprobe umfasst sieben männliche Probanden (ø 25 ± 2 Jahre), welche in vier verschiedenen Konditionen STS Bewegungen durchführten; Zum einen die normale STS Bewegung (nSTS) ohne KAFO, zum anderen die STS Bewegung mit KAFO und 0%, 50% und 100% Unterstützung am Kniegelenk. Bei 0% sind die seriell-elastischen Aktoren an der KAFO im Leerlauf und produziert 0 Nm, bei 50% 15 Nm und bei 100% 23 Nm. Die Reihenfolge der Unterstützung durch die KAFO wurde randomisiert. Die Datenaufnahme erfolgte mittels 3D Ganganalyse (Vicon Workstation), um die Maxima der Kinematik und Kinetik des Hüft-, Knie- und Sprunggelenks in der Sagittalebene zum Zeitpunkt des Seat-Off (Gesäß verlässt Sitzbank) zu ermitteln. Zusätzlich dazu wurde die Muskelaktivität des M. rectus femoris und M. biceps femoris mittels Elektromyographie (EMG) gemessen. Die statistische Analyse erfolgte durch ein lineares gemischtes Modell, um die Haupteffekte zwischen den Konditionen für Kinematik, Kinetik und EMG zu untersuchen.

Ergebnis

Die Post-hoc Analyse (siehe Tabelle 1) der Kinematik zeigt einen signifikanten Unterschied im Knieflexionswinkel zwischen nSTS und allen KAFO Konditionen (0%/50%/100%: $p<0.001$). Der Knieflexionswinkel ist in nSTS im Vergleich zu allen KAFO Konditionen reduziert. Ein weiterer signifikanter Unterschied wurde im Dorsalflexionswinkel zwischen nSTS und 0% ($p<0.001$)/50% ($p<0.028$) gefunden. Der Dorsalflexionswinkel ist in nSTS geringer als in 0% und 50%.Die Analyse der Kinetik zeigt signifikante Unterschiede im Knieextensionsmoment zwischen nSTS und allen KAFO Konditionen (0%,50%,100%: $p<0.001$). Das Knieextensionsmoment ist in nSTS geringer als in allen KAFO Kondition. Der Vergleich innerhalb der KAFO Konditionen zeigt signifikante Unterschiede im Knieextensionsmoment. Das Knieextensionsmoment in 0% ist höher als in 50% ($p<0.009$) oder 100% ($p<0.001$). Der Vergleich der Plantarflexionsmomente zeigt ein erhöhtes Drehmoment in nSTS im Vergleich zu 50% ($p<0.047$).

Schlussfolgerung

Ziel dieser Studie war es herauszufinden, welchen Einfluss die KAFO auf die Aufstehbewegung junger Erwachsener ausübt. Die Daten zeigen, dass die KAFO den Träger im Vergleich zum nSTS in seiner Bewegung einschränkt, bzw. zwingt sein normales STS Muster anzupassen. Durch die KAFO wird der Knieflexionswinkel während des Sitzens erhöht, was eine posterior Verschiebung der Füße nach sich zieht. Interessanterweise zeigt eine erhöhte Unterstützung auch eine erhöhte Reduzierung des Knieextensionsmomentes. Dennoch konnte mit der maximalen Unterstützung von 100% das Kniemoment nicht soweit reduziert werden wie es beim nSTS der Fall war. Nichtsdestotrotz zeigen die Daten eine Unterstützung durch die KAFO am Kniegelenk, jedoch ist sie im Fall junger Erwachsener in Bezug auf die STS Bewegung eher hinderlich. Weiterführend müssen weitere Untersuchungen durchgeführt werden, wenn möglich an der eigentlichen Zielgruppe, um die Effekte der Unterstützung durch die KAFO weiter zu ermitteln.

[1] Dall & Kerr, 2010. Applied Ergonomics, 41, 58-61.
[2] Hughes et al.,1996. Journal of Biomechanics, 29, 1509-1513.
[3] Grün, A. M., 2014. TU Darmstadt.

Abb. 1

Tabelle 1: Die Maxima Mittelwerte inklusive Standardabweichung der Kinematik & Kinetik für die verschiedenen Konditionen inkl. p-Wert und Post-hoc Analyse.

Kinematik	1 nSTS	2 0%	3 50%	4 100%	p-Wert	Post-hoc
Hüftflexionswinkel (Grad)	89,2 ± 6,6	94,4 ± 6,8	92,9 ± 7,2	93,0 ± 7,2	0,001	n.s.
Knieextensionswinkel (Grad)	89,6 ± 6,2	102,9 ± 4,7	102,4 ± 4,9	102,1 ± 5,0	0,001	1<2
Dorsalflexionswinkel (Grad)	19,7 ± 4,5	27,1 ± 4,6	24,7 ± 5,4	24,1 ± 4,8	0,001	1<2; 1<3
Kinetik	**nSTS**	**0%**	**50%**	**100%**		
Hüftextensionsmoment (Nm)	84,6 ± 28,1	82,9 ± 24,9	83,3 ± 22,3	84,1 ± 24,1	0,001	n.s.
Knieextensionsmoment (Nm)	71,5 ± 10,3	116,7 ± 6,3	105,1 ± 8,2	97,6 ± 8,5	0,001	1<4<3<2
Plantarflexionsmoment (Nm)	22,8 ± 4,5	14,7 ± 4,6	11,4 ± 5,4	12,3 ± 4,8	0,001	3<1

Abb. 2

Abbildung 1: Ausgangsposition der STS Bewegung inkl. KAFO.

V 31

Arbeitsbereich zur Kraftgenerierung des M. vastus laterlis während des Gehens und Laufens

S. Bohm, R. Marzilger, A. Arampatzis (Berlin/DE)

Fragestellung

Gemäß der Kraft-Längen-Geschwindigkeits-Relation ist das Potenzial eines Muskels Kraft zu generieren durch den Arbeitsbereich und die Arbeitsweise seiner Fasern bestimmt. Roberts et al. [1] konnten diesbezüglich bei Untersuchungen an Truthähnen zeigen, dass die Muskelfasern während der Stützphase der Fortbewegung nahezu isometrisch arbeiten (Längenänderungen von 2-6 % ihrer Ruhelänge) und dementsprechend mit einem hohen Kraft-Längen-Geschwindigkeits-Potenzial. Im Gegensatz dazu prognostizieren muskuloskeletale Modelle für das Gehen und Laufen beim Menschen einen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus des M. vastus lateralis, mit erheblichen Längenänderungen der Muskelfasern (20-25 % der Ruhelänge [2, 3]). Bisher existieren allerdings keine experimentellen Daten über den Arbeitsbereich und die Arbeitsweise der Muskelfasern der proximalen Muskeln wie dem M. vastus lateralis beim Menschen. Ziel dieser Arbeit war es, die Längenänderung und Kontraktionsgeschwindigkeit der Faszikel des M. vastus lateralis während des Gehens und Laufens zu untersuchen, um das Verständnis zum Kraft-Längen-Geschwindigkeits-Potenzial des Muskels während der Lokomotion zu vertiefen.

Material und Methode

Eine kinematische Bewegungsanalyse und ultrasonographische Bildgebung wurden kombiniert um das Verhalten der Muskel-Sehnen-Einheit und Faszikel des M. vastus lateralis während des Gehens (1,5 m/s) und Laufens (3 m/s) auf dem Laufband bei 13 männlichen Probanden zu bestimmen. Das individuelle Kraft-Faszikellängen-Verhältnis des Muskels wurde anhand maximaler isometrischer Kontraktionen in unterschiedlichen Kniegelenkwinkeln mittels Dynamometrie und Ultraschall ermittelt. Das gemessene Gelenkmoment wurde durch inverse Dynamik um Achsenverschiebungen zwischen Dynamomenter und Gelenkachse korrigiert und der Beitrag der co-aktivierten antagonistischen Muskulatur zum resultierenden Moment berücksichtigt. Die auf die Sehne applizierte Kraft wurde durch mittels Magnetresonanztomographie bestimmte Hebelarme der Patellarsehne berechnet. Auf diese Weise konnten die maximale Kraft (*Fmax*) und die entsprechend optimale Faszikellänge (*L0*) experimentell bestimmt und folgend das Kraftpotential des Muskels als Funktion der Faszikellänge während der beiden Lokomotionsformen berechnet werden.

Ergebnis

Abbildung 1 illustriert exemplarisch den Längenverlauf der Muskel-Sehnen-Einheit und der Faszikel während des Gehens und Laufens eines Probanden. Im Vergleich zur gesamten Muskel-Sehnen-Einheit zeigten die Muskelfaszikel nur geringe Längenänderungen in der Stützphase. Große Änderungen der Faszikellänge traten kniegelenkwinkelabhängig nur in der Schwungphase auf (Abb. 1). Die Muskelfaszikel arbeiteten in der Stützphase des Gehens (87,9 ± 10,7 mm) sowie Laufens (102,0 ± 10,8 mm) nahe der optimalen Länge zur Kraftgenerierung (92,6 ± 12,5 mm, Abb. 2). Es bestand ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den über die Stützphase gemittelten Faszikellängen beider Lokomotionsformen ($p < 0,05$).

Schlussfolgerung

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass im Gegensatz zu den Vorhersagen muskuloskeletaler Modelle, die Faszikel des M. vastus lateralis während des Gehens und Laufens mit sehr geringen Längenänderungen (nahezu isometrisch) und nahe ihrer optimalen Länge arbeiten. Damit scheint die Dehnbarkeit der serienelastischen Elemente (Quadrizepssehne), entgegen der Modellprädiktionen, auch bei proximalen Muskeln eine wichtige Rolle für die Faserfunktion zu haben. Das hohe resultierende Kraft-Längen-Potential (0,92 für das Gehen und 0,86 für das Laufen) und die minimalen Längenänderungen der Faszikel in der Stützphase des Gehens und Laufens geben Evidenz für eine effiziente und ökonomische Kraftgenerierung des M. vastus lateralis während der Lokomotion.

Literatur

[1] Roberts et al., 1997, Science, 275, 1113–1115.
[2] Arnold & Delp, 2011, Phil. Trans. R. Soc. B., 366, 1530–1539.
[3] Arnold et al., 2013, J. Exp. Biol., 216, 2150–2160.

Abb. 1

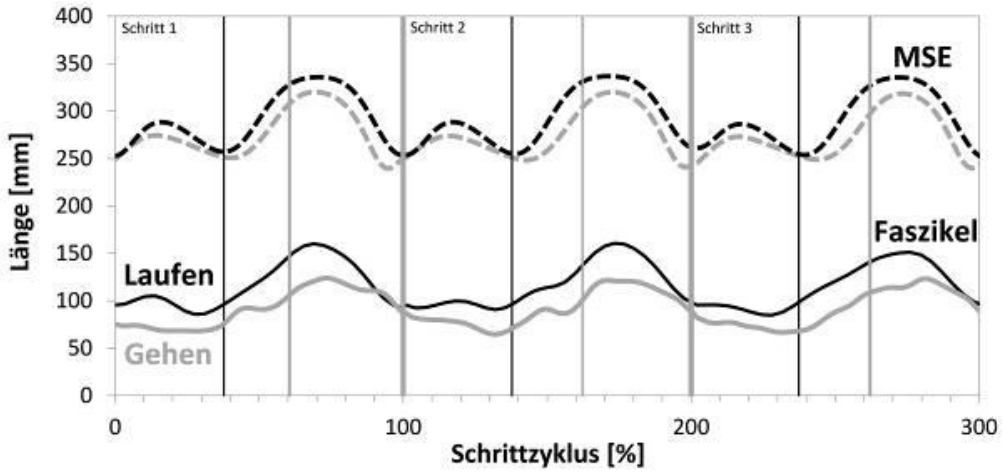


Abb. 1: Längenverlauf der Faszikel und Muskel-Sehnen-Einheit (MSE) des M. vastus lateralis eines exemplarischen Probanden während drei Schritten im Gehen (grau) und Laufen (schwarz) mit den entsprechenden Stütz- und Schwungphasen (dünne vertikale Linien entsprechen Fußabheben).

Abb. 2

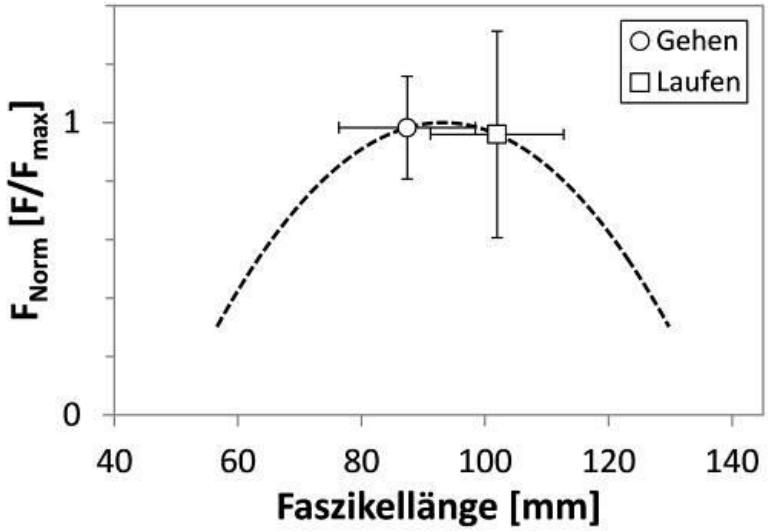


Abb. 2: Normalisiertes Kraft-Faszikellängen-Verhältnis des M. vastus lateralis und stützphasengemittelte Faszikellängen (± Standardabweichung) während des Gehens und Laufens.

V 32

Die Rolle der Spastik und der Restfunktion des paretischen Fallfußes nach Schlaganfall auf das Behandlungsergebnis mit funktioneller Elektrostimulation

E. Jakubowitz, A. Thomann, O. Umbach, K. Tecante, D. Yao, K. Daniilidis (Hannover/DE)

Fragestellung

Nach einem Schlaganfall führt bei einem Viertel der Patienten das Fallfuß-Syndrom als Hauptursache zu einem gestörten Gangbild. Dabei kommt es zu einer funktionellen Beinverlängerung während der Schwungphase (SW), die kompensatorisch zu sekundären Gangbildveränderungen führt. Um dem entgegenzuwirken, stellt die Implantation einer Mehrkanal-Elektrode auf den N. peroneus für die funktionelle Elektrostimulation (FES) der ausgefallenen Muskulatur die neuste Therapie dar. Während einer ganganalytischen Pilotstudie ist jedoch anhand von 4 Patienten aufgefallen, dass die funktionellen Behandlungsergebnisse sehr unterschiedlich ausfallen. So zeigten sich z.B. bei 2 Patienten signifikante Verbesserungen der Raum-Zeit-Parameter (RZP) bei gleichzeitig wiederhergestellter Dorsalextension während der SW und zum Zeitpunkt des initialen Fußkontakts (IC). Demgegenüber konnten bei den anderen 2 Patienten keine objektiven Verbesserungen durch die FES nachgewiesen werden. Ziel der vorliegenden Studie war es daher zu untersuchen, welche funktionellen Parameter den Therapieerfolg durch eine FES möglicherweise beeinflussen könnten.

Material und Methode

Von Juni 2013 bis August 2015 wurden 42 Patienten mit chronischem Fallfuß unterschiedlicher Genese mit dem implantierbaren FES-System ActiGait® (Otto Bock Health Care GmbH) behandelt. Aus dieser Kohorte wurden 18 (12m/ 6w) Schlaganfallpatienten mit einer passiven Sprunggelenksbeweglichkeit von Ext./Flex. 5-0-20° und ohne weitere gravierende Hirnschäden im Mittel 12,5 (Spanne: 3-25) Monate nach ihrer OP in die Studie eingeschlossen. Barfuß und mit Hilfe des Plug-in-Gait-Models wurden sie zunächst ohne und anschließend mit aktiver FES ganganalytisch (Vicon Motion Systems Ltd. UK) untersucht. Ferner wurden die Patienten im unstimulierten Zustand anhand des Videomaterials nach Parametern ihrer Gangmuster klassifiziert. Zu diesen Parametern gehörten u.a. die Restfunktion des Lähmungsfußes, also in welcher Stellung der unstimulierte Fuß während des ICs aufgesetzt wurde, oder ob begleitende Flexionsspastiken vorhanden waren.

Ergebnis

Obwohl in der gesamten Kohorte die vertikale Bodenreaktionskraft mit FES von 99,8 auf 106,7%BW während der Lastantwort erhöht wurde ($p=0,04$), bewirkte sie nur tendenzielle Verbesserungen der RZP und der Dorsalextension. Erst die weitere Klassifizierung des nativen Fallfußes ergab signifikante Unterschiede. So kommt es ohne Flexionsspastik zu einer Steigerung der Kadenz um 12,2 gegenüber nur 1,0 steps/min mit Spastik ($p=0,04$), was mit einer Verlängerung des Doppelschritts um 0,21 gegenüber nur 0,01m einherging ($p=0,04$). Ferner trat der kontralaterale Fußkontakt bei plantigradem Aufsetzen des nativen Fallfußes mit FES um 2,8% des Schrittzyklus früher ein, während er bei supiniertem Fußaufsatz mit FES um 2,0% später eintrat ($p=0,04$). Demgegenüber kam es bei plantarflektiertem Aufsetzen des nativen Fallfußes mit FES zu einer Erhöhung der Schrittlänge um 4cm, während es nativ bei bestehender Restfunktion der Dorsalextension zu keiner Veränderung kam ($p=0,03$). Zudem erzielten Patienten ohne Flexionsspastik eine signifikante Erhöhung der Dorsalextension von -6,8 auf 1,8° während des ICs ($p\leq0,01$) und von -7,3 auf 0,9° während der SW ($p\leq0,01$).

Schlussfolgerung

Von implantierbaren FES-Systemen profitieren nicht alle Patienten in gleicher Weise. Während es ohne Flexionsspastik zu einem signifikant verbesserten und schnelleren Gangbild mit Minderung oder Aufhebung der Kompensationsmechanismen kommt, konnten diese positiven Effekte bei bestehenden Spastiken nicht beobachtet werden. Hier liegt noch keine Erhebung vor, ob diese Patienten besser von der FES in Kombination mit einer Botulinumtoxin-Therapie profitieren könnten, so wie sie mittlerweile vermehrt bei Spastiken eingesetzt wird. Ferner zeigten Patienten mit aktiver Restbeweglichkeit bis zu einer plantigraden Fußstellung zum Zeitpunkt des ICs eine Verbesserung der RZP, während Patienten mit dorsalextendierender Restfunktion keine Erhöhung der RZP zeigten. Dieses kann mit einem therapeutischen Effekt durch die FES begründet werden, wirft jedoch auch die Frage nach einer möglichen Eingrenzung des Indikationsspektrums auf. Zur Klärung findet momentan eine weitere Analyse dieser Parameter mit Hilfe des Oxford-Fuß-Models statt, wobei es darüber hinaus einer Prüfung der vorliegenden Ergebnisse anhand einer prospektiven Studie bedarf.

V 33

Momentane Rotationsachsen von fünf Knieorthesen bei passiver Bewegung sowie unter Last

S. P. Hacker, A. Ignatius, L. Dürselen (Ulm/DE)

Fragestellung

Knieorthesen werden verwendet um das Kniegelenk zu stabilisieren, den Bewegungsumfang einzuschränken oder um Schmerzen bei Patienten mit Arthrose zu reduzieren. Der Mechanismus der Orthesen besteht dabei meistens entweder aus einem Getriebe aus zwei Zahnrädern oder einem reinen Scharniergelenk. Das Kniegelenk hingegen ist deutlich komplexer aufgebaut und führt eine Bewegung mit 6 Freiheitsgraden aus [1] wobei diese an die Flexionsbewegung gekoppelt sind [2]. Dies führt dazu, dass sich die momentanen Rotationsachsen abhängig vom Flexionswinkel ändern und sich zwischen 0°-30° Flexion aufrichten, vgl. Abb. 1 a) [3]. Frühere Studien haben gezeigt, dass eine Orthese die tibiale Rotation beeinträchtigt [4], allerdings ohne die Ursache hierfür aufzuzeigen. In dieser Studie wird untersucht, ob diese Beeinträchtigung mit einem Unterschied zwischen Knie- und Orthesenbewegung erklärt werden kann.

Material und Methode

Fünf Knieorthesen diverser Hersteller (Genu Arexa (Fa. Ottobock), M.4s® comfort (Fa. Medi), X-Force (Fa. Sporlastic), 4Titude (Fa. DonJoy), Fusion (Fa. Breg)) wurden für diese Studie in drei Test Setups untersucht: 1) Passive Bewegung der Knieorthesen. 2) Getragen von einem Probanden, wobei das Orthesengelenk korrekt an den Femurkondylen ausgerichtet wurde. 3) Getragen von einem Probanden, mit dem Orthesengelenk um 5 cm nach distal verschoben, um eine Migration der Orthese zu simulieren.
Für die Bewegungsanalyse wurden die momentanen Drehachsen berechnet. Hierfür wurden jeweils vier Marker auf dem Ober- und Unterschenkelrahmen der Orthese befestigt: MO und MU. Die Marker wurden mit einem 3D Kamerasystem (Vicon, Motion Systems Ltd., GB) jeweils für 10 Zyklen bei einem Flexionswinkel von 0°-80° erfasst. Um die Rotationsachse zwischen zwei, jeweils bewegten Segmenten zu berechnen, wurde zunächst die Bewegung der Oberschenkelmarker von der Bewegung der Unterschenkelmarker subtrahiert: MU = MO RU + tO. Diese Transformation erlaubt die Berechnung der momentanen Drehachsen nach Spoor und Verldpaus [5].

Ergebnis

Die Ergebnisse zeigen, dass die momentanen Rotationsachen der Orthese in jedem Testsetup parallel verlaufen, wobei maximal eine leichte Translation von ca. 8 mm zu erkennen ist (Abb. 2). Dieses Verhalten zeigt sich in allen drei Testsetups, also unabhängig davon, ob die Orthese passiv bewegt wird oder die Achsen zwischen Knie- und Orthesengelenk um 5 cm verschoben sind.

Schlussfolgerung

Auch wenn Orthesengelenke durch Getriebe eine leichte Translationsbewegung ausführen können, so wird das physiologische Aufrichten der Rotationsachse im Kniegelenk nicht erreicht. Selbst wenn die Orthesen falsch angelegt werden, ist der Rahmen so starr, dass sich die Orthesen nicht verwinden können. Die Differenz zwischen Knie- und Orthesenbewegung muss folglich entweder durch Weichteilverschiebung ausgeglichen werden und/oder es entstehen Zwangskräfte auf das Kniegelenk.
Außerdem lässt sich durch unsere Studie die Beobachtung von Giotis et al. - von einer eingeschränkten tibialen Rotation bei angelegter Knieorthese - damit erklären, dass sich das Orthesengelenk nicht an die physiologische Bewegung des Kniegelenks anpasst [4].
In dieser Studie wurden erstmals die momentanen Rotationsachsen verschiedener Knieorthesen in verschiedenen Lastfällen untersucht. Es zeigen sich Unterschiede in der Knie- und Orthesenkinematik, die die reduzierte tibiale Rotation beim Tragen einer Orthese erklären können.

Literatur

[1] Sharma, G.B., et al., 2012
[2] Wilson, D.R., et al., 2000
[3] Blankevoort, L., et al. 1990
[4] Giotis, D., et al., 2011
[5] Spoor, C. W. et al., 1980

Abb. 1

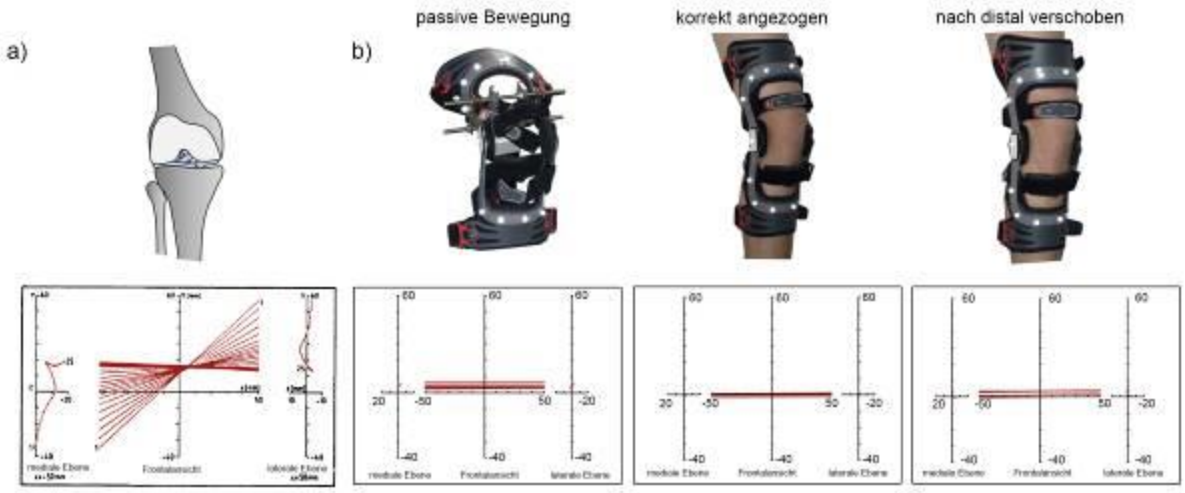


Abb. 1: a) Prinzip der aufstellenden Rotationsachse im Kniegelenk, modifiziert nach [3]
b) Beispielhaft der Verlauf der momentanen Rotationsachsen der Orthese Genu Arexa (Fa. Ottobock).
Passiv bewegt (links), korrekt angezogen (Mitte) und 5 cm nach distal veschoben (rechts), Skalierung wie in a).

V 34

Entwicklung eines Gleichgewichtstests unter Berücksichtigung der individuellen Unterstützungsfläche bei Patienten mit einer Amputation der unteren Extremität.

P. E. Berg, D. Heitzmann, M. Alimusaj, S. Wolf (Heidelberg/DE)

Fragestellung

Balance und Gleichgewicht können allgemeinhin als wesentliche Faktoren der Sturzprävention angenommen werden. Personen mit Einschränkungen in diesen Bereichen berichten von häufigen Stürzen. Vor allem Patienten mit einer Amputation der unteren Extremität haben durch eine fehlende bzw. geänderte Propriorezeption und die veränderte Biomechanik der betroffenen Seite, ein erhöhtes Sturzrisiko [1]. Um diese Unterschiede quantifizieren zu können, wird in der Rehabilitation eine Vielzahl an Tests eingesetzt. Diese berufen sich unter anderem auf das Model des inversen Pendels (IP) [2]. Eine Untersuchung von Rusaw & Ramstrand [2] ergab jedoch, dass dieses Model bei Gleichgewichtsmessungen von Prothesenträgern kritisch zu betrachten ist, da sie die betroffene Seite nicht zweifelsfrei abbilden kann. Daher wird in dieser Studie die Entwicklung einer Methode dargestellt, die die obigen Erkenntnisse aufgreift und mit deren Hilfe gleichzeitig die posturale, aber auch willkürliche Gleichgewichtskontrolle bei Personen mit einer Amputation der unteren Extremitäten quantifiziert werden soll.

Material und Methode

Für den Test wird ein 12 Kamera Motion Capture System (Vicon, Oxford, UK) und eine Kraftmessplatte (Model: BP400600-2K-Q2412, AMTI, Watertown, USA) verwendet. Acht Marker auf den Füßen der Probanden (Ferse, Metatarsale 5, Schuhspitze, Sprunggelenk) dienen dazu die Unterstützungsfläche (BOS) zu definieren (Abb. 1). Während einer quasi statischen Messung im Stand erhält der Proband über eine an die Wand projizierte Grafik ein Live-Feedback (Latenz < 50ms) über die Position des Centre of Pressure (COP). Die Daten (Marker & COP) werden hierzu mit Hilfe von Vicon Data Stream 1.6.0 in MATLAB R2014a (MathWorks, Massachusetts, USA) importiert und visualisiert. Die Messung wird gestartet während der Proband frei und subjektiv möglichst ruhig steht. Hierbei wird mittels des COP die HOME Base (HB) ermittelt. Die Aufgabe ist den COP so schnell wie möglich zu einem von 16 Zielen innerhalb der BOS zu bewegen und anschließend für 3 Sekunden auf die 3x3 cm große HB zurückzukehren. Es werden 3 Versuche je 60 Sekunden aufgenommen, wobei lediglich die Zeit vom Erscheinen bis zum Erreichen eines Zieles berücksichtigt wird. Bei einem Ausfallschritt wird der Test wiederholt.

Ergebnis

Bei ersten Testmessungen in der Entwicklungsphase mit 3 Probanden nach einer Unterschenkelamputation (m: 3, 58,33 ± 7,76j, 182 ± 2cm, 80,67 ± 8,32kg) konnten unterschiedliche Bewegungsstrategien beobachtet werden. Es zeigte sich, dass sich nicht jeder der Probanden wie ein IP verhielt, sondern auch z.B. mittels einer Oberkörpervorneigung den COP zu den Zielpunkten (ZP) bewegte. Im weiteren Entwicklungsstadium wurden weitere Testmessungen mit 6 unversehrten Probanden (m: 2, w: 4, 27,5 ±13,8j, 172 ± 13,4cm, 67,8±16,2kg) durchgeführt. Diese konnten in den 60 Sekunden im Mittel 34,66 (± 4,49) ZPs ansteuern. Die durchschnittliche Zeit um den COP 3 Sekunden innerhalb der HB zu halten, betrug 4,39 (± 0,29) Sekunden (Start der Zeitmessung beim Erreichen des ZP). Keiner der Probanden hatte größere Mühe die ZPs zu erreichen, welche in einem Abstand von 50% & 65% der HB zur BOS-Grenze angeordnet waren (vgl.: Abb. 1), wodurch kein Abbruch durch einen Ausfallschritt verzeichnet wurde. Deutlich wurde der Einfluss der fest definierten Home Base auf den Schwierigkeitsgrad der Bewegungsaufgabe. Es konnte bei den meisten Probanden ein Lerneffekt beobachtet werden (Abb. 2).

Schlussfolgerung

Zwei Einflussfaktoren der HB wurden deutlich: Bei Probanden mit einer kleinen BOS erschien es einfacher auf die HB zurückzukehren, da diese stets dieselben Ausmaße besaß. Dies soll durch eine Skalierung auf die Fläche der BOS behoben werden. Wie auch bei Ku [3] beschrieben, kommt es vor allem bei Probanden mit einer Amputation der unterer Extremitäten zu einer ungleichen Belastungsverteilung und somit einer Verschiebung der HB. Eine symmetrische Belastungsverteilung wird jedoch bei dem Modell des IP vorausgesetzt. Die Beachtung der individuellen BOS ist also als deutlicher Vorteil zu bewerten. Weiter entspricht ein Wechsel zwischen posturaler und willkürlicher Gleichgewichtskontrolle eher dem Alltag als das alleinige Ansteuern von ZPs, die möglichst dicht an der BOS liegen. Neben der qualitativen Auswertung soll in Zu-

kunft die Fläche der COP Exkursion ermittelt werden. Der Test befindet sich in einem Entwicklungsprozess, wodurch Testmessungen mit Prothesenträgern notwendig sind.

[1] Miller WC, et al. Arch Phys Med Rehabil 2001;82;1238-44.
[2] Rusaw DF, et al. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2016;31;100-6.
[3] Ku PX, et al. Gait & Posture 2014;39;672-82.

Abb. 1

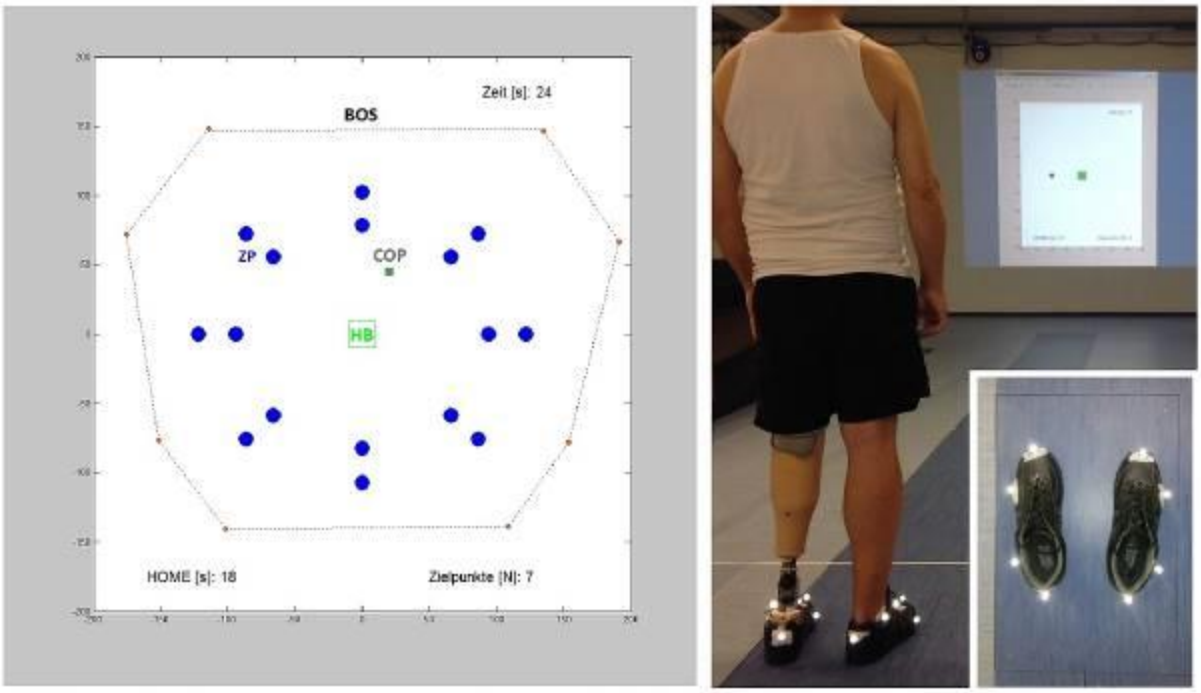


Abbildung 1: (links) Visualisierung des Centre of Pressure (COP), der Zielpunkte (ZP), der HOME Base (HB) und der Base of Support (BOS). (mitte) Proband mit einer Unterschenkelprothese in der Testsituation. (rechts) Markerset über welches die BOS berechnet wird.

Abb. 2

Tabelle 1: Anzahl erfolgreich angesteuerter Zielpunkte und die benötigte Gesamtzeit um den COP 3 Sekunden in der HOME Base zu halten: Zielpunkte (*HOME Gesamtzeit*). P1 – P6: Proband 1 – 6.

	P1	**P2**	**P3**	**P4**	**P5**	**P6**
Versuch 1	33 (*159*)	26 (*130*)	33 (*150*)	31 (*135*)	31 (*130*)	35 (*170*)
Versuch 2	29 (*135*)	27 (*133*)	42 (*174*)	35 (*143*)	33 (*129*)	33 (*146*)
Versuch 3	34 (*141*)	37 (*165*)	40 (*163*)	22 (*101*)	59 (*225*)	44 (*195*)

V 35

Belastung der erhaltenen Seite bei einer Person mit einer transfemoralen Amputation beim Treppensteigen

D. Heitzmann (Heidelberg/DE), W. Tuschen (Heidelberg, Remagen/DE), S. Wolf
M. Alimusaj (Heidelberg/DE)

Fragestellung

Ein typisches Gangmuster beim Treppensteigen, ist die Step over Step Strategie (SoS) [1]. Hierbei tragen die Beine alternierend dazu bei, den Körperschwerpunkt (CoM) zu bewegen. Diese Strategie (SoS) kann von Menschen nach einer transfemoralen Amputation (TFA) typischerweise nicht genutzt werden, da zum einen ein Großteil der erhältlichen exoprothetischen Kniegelenke keine konzentrischen Drehmomente generieren können und, oder die erforderlichen extendierenden Hüftmomente nicht erbracht werden können. Daher wird in der Regel das Step by Step (SbS) [1] von Personen mit TFA genutzt (Abb. 1). Hierbei ist die erhaltene Seite führend und hebt den CoM auf die nächste Stufe, die betroffene Seite wird dabei nachgestellt. Es ist augenfällig, dass mit der SbS Strategie, im Vergleich zu SoS, nur etwa halb so viele Stufen überwunden werden. Deshalb kommt häufig eine Modifikation des SbS, das Skipping (SKIP) zum Einsatz (Abb. 1). Hierbei werden anstatt einer, gleich zwei Stufen überwunden. In dieser Studie werden die Ergebnisse von unversehrten Probanden (REF) bei SbS und SKIP und einer Person mit TFA verglichen, um die Belastung zu quantifizieren.

Material und Methode

15 unversehrte Probanden (REF / 7 weiblich; 8 männlich; 74.4±13.1kg; 175.9±8.7cm; 26.8y±4.5y) und 1 männlicher Proband mit einer TFA (67kg; 186cm; 32y) wurden in diese Studie eingeschlossen. Alle Teilnehmer wurden mit reflektierenden Markern entsprechend des Plugin Gait Models (Vicon, Oxford, UK) beklebt. Die Marker Trajektorien wurden mit einem 12 Kamera System (Vicon, Oxford, UK) aufgenommen. Die Teilnehmer stiegen eine, mit zwei Kraftmessplatten (Type: BP400600-2K-Q2412, AMTI, Watertown, USA) ausgestattete Treppe (5 Stufen, je 100cm breit, 16cm hoch, 27 cm tief) hinauf. Es wurden Aufnahmen für die Strategien (SbS, SKIP) mit selbst gewählter Geschwindigkeit durchgeführt. Durch die Einführung von virtuellen Kraftmessplatten im System und einer eigens entwickelte Matlab Routine, basierend auf der Arbeit von Simon et al. [2], ist es möglich auf drei Stufen, jeweils für das rechte und linke Bein die Bodenreaktionskräfte zu ermitteln. Mindestens fünf Aufnahmen jedes Teilnehmers wurden für die Analyse gemittelt und auf den Gangzyklus beim Treppensteigen normalisiert. Die Kinetik wurde auf das Körpergewicht normalisiert.

Ergebnis

Der Teilnehmer mit TFA zeigte mit der führenden erhaltenen Seite ein maximales Kniedrehmoment von 1.4 Nm/kg bei der SBS und 1.6 Nm/kg bei der SKIP Strategie während der Ablösung des kontralateralen Fußes (Abb. 2). Bei der REF Gruppe zeigten sich deutlich geringere maximale Kniedrehmomente für die führenden Seite von, im Mittel 0.9 Nm/kg während der SbS und 1.0 Nm/kg während der SKIP Strategie. Die REF Gruppe zeigte einen deutlichen Anstieg in der Leistung des obere Sprunggelenk (OSG) des nachgestellten Beins zwischen den Konditionen. Hier zeigte sich im Mittel eine maximale Leistung von 2.3W/kg bei der SbS Strategie und von 6.7 W/kg bei der SKIP Strategie. Der Teilnehmer mit TFA zeigte in der nachgestellten betroffnen Seite in der OSG Leistung weitaus geringere Werte von 0.6 W/kg bei der SbS und von 0.9 W/kg bei der SKIP Strategie (Abb. 2), da der Prothesenfuß nicht aktiv Leistung generieren kann.

Schlussfolgerung

Anders als vermutet ist die nachgeführte Seite bei REF anscheinend deutlich an der CoM Bewegung auf die nächste Stufe beteiligt. REF scheint mittels der starken OSG Leistung die Anhebung des CoM auf die nächste Stufe aktiv zu unterstützen. Dies vermag auch dazu beitragen, dass das Kniedrehmoment der führend Seite zwischen beiden Strategien (SbS und SKIP) relativ konstant für REF ist. Ursprünglich wurde ein Anstieg im Kniedrehmoment erwartet. Der Mechanismus einer Leistungsgenerierung im OSG steht der Person mit der TFA nicht zur Verfügung, da der Prothesenfuß keine Leistung generiert. Dadurch sind im Vergleich zu REF vermutlich auch die Kniemomente erhöht, da der CoM alleine durch das erhaltene Knie ohne Unterstützung der nachgestellten Seite angehoben wird. Einige exoprothetischen Kniegelenke ermöglichen ein alternierendes Treppensteigen (SoS), wie bspw. von Bellmann et al. [3] beschrieben. Ein solches Gelenk könnte zu einer gleichmäßigeren Verteilung der Lasten bei Personen mit TFA führen.

[1] Reid SM, et al. Med Sci Sports Exerc 2007;39;2005-11.
[2] Simon JR, et al. G&P 2007;26.
[3] Bellmann M, et al. Bio. Tech. 2012;57;435-44.

Abb. 1

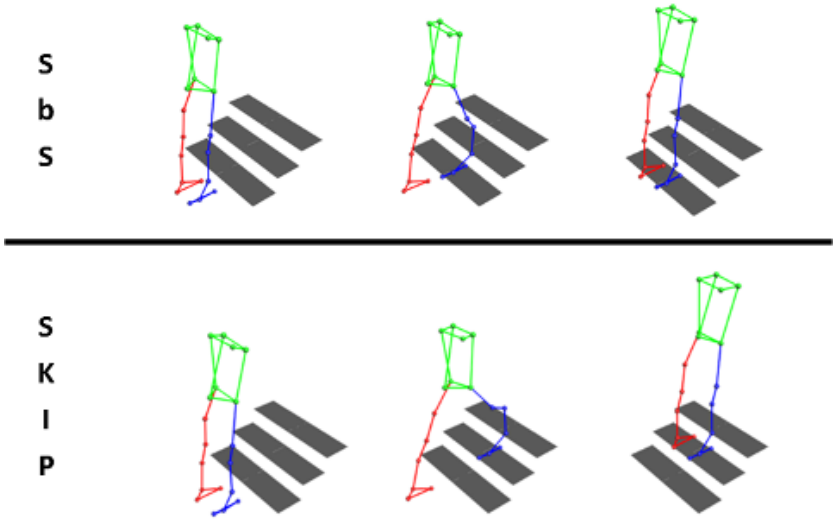


Abbildung 1:
Schematische Darstellung der untersuchten Strategien beim Treppensteigen
(SbS = "Step by Step" Strategie; SKIP = "Skipping" Strategie)

Abb. 2

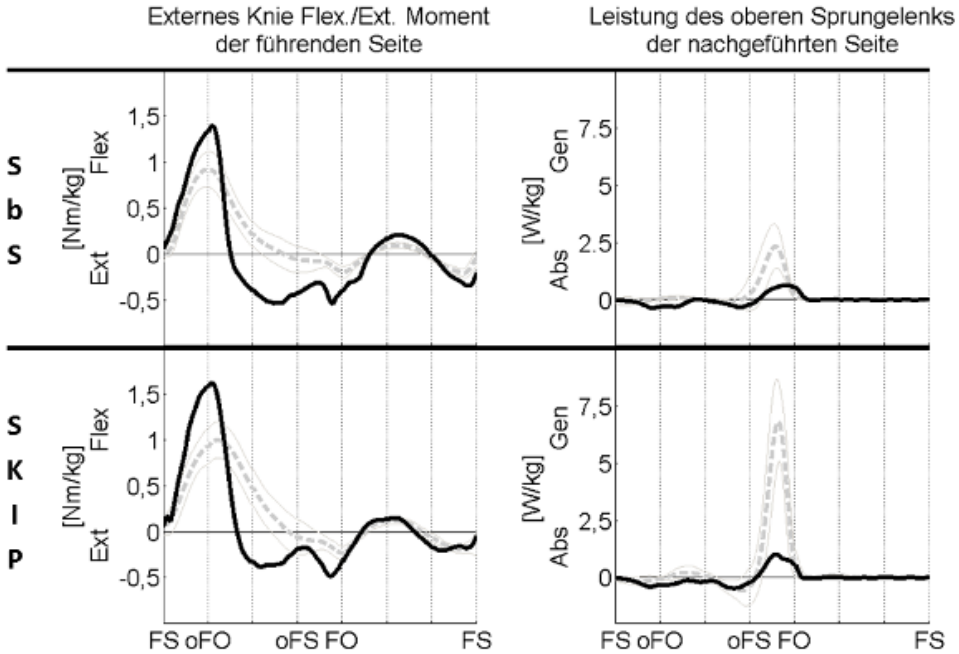


Abbildung 2:
Momente der führenden und Leistungen der nachgeführten Seite bei der SbS and SKIP Strategie.
(schwarzer Graph = TFA, grau, gestrichelter Graph = REF ± SD [SD über den Mittelwert der Gruppe];´FS= foot strike; oFO = opposite foot off; oFS= opposite foot strike; FO = foot off)

Session 6 • Bewegungsapparat

V 36

Der Einfluss der periartikulären Muskelverfettung auf die postoperative Gelenkbelastung nach Hüft TEP bei alltäglichen Aktivitäten

P. Damm, S. Brackertz, T. Winkler (Berlin/DE)

Fragestellung

Das funktionelle Resultat nach endoprothetischer Versorgung des Hüftgelenkes hängt zu einem großen Umfang von der Funktion der periartikulären Muskeln ab. Die Funktion eines Muskels wird u.a. durch sein Volumen und den intramuskulären Fettanteil determiniert.

Ziel der Studie ist es, den Einfluss der resultierenden Muskeldegeneration nach Hüftgelenkersatz auf die *in vivo* wirkenden Hüftgelenkbelastung bei alltäglichen Aktivitäten zu untersuchen.

Material und Methode

An der Studie nahmen 8 Patienten (6m/2w) mit instrumentierten Hüftendoprothesen teil (Damm et al 2010). Die Implantation der Messprothesen (Spotorno Design) erfolgte über einen transglutealen Zugang. Zwei Patienten (H2, H5) wurden vor der Implantation der Messprothese, auf der kontralateralen Seite endoprothetisch versorgt. Bei einer Patientin (H5) wurden vor der Implantation der Messprothese kontralateral bereits zwei Revisionen durchgeführt.

Es wurden mit allen Patienten postoperative *in vivo* Belastungsmessungen zum Zeitpunkt 50.2 Monate postoperativ bei alltäglichen Aktivitäten durchgeführt und die resultierenden Gelenkkontaktkräfte bestimmt (Abb. 1; links).

Für die Bestimmung der periartikulären Muskelverfettung standen Dünnschicht - CT Aufnahmen 1 Tag präoperativ und 50.2 Monate postoperativ zur Verfügung.

Die periartikulären Muskeln wurde mittels Amira (Zuse Institute, Berlin) für beide Zeitpunkte und jeden Patienten segmentiert (Abb. 1, Mitte) und der relative Fettanteil, getrennt für die ipsi- bzw. kontralateralen Seite, in 3 Transversalebenen (Abb. 1, rechts) nach Goutallier et al. (1994) bzw. von Roth et al. (2014) bestimmt.

Erste Ergebnisse werden hier für den M. gluteus medius (GM) und 5 alltägliche Aktivitäten präsentiert.

Ergebnis

Über den Beobachtungszeitraum wurden große interindividuelle Unterschiede der Muskelverfettung des GM ermittelt (kontra. 5-42%; ipsi. 6-23%). Bei den männlichen Patienten war die Muskelverfettung (kontra./ipsi.) im Mittel kleiner (10/15%) als bei den weiblichen (31/20%). Bei 3 Patienten wurde kontralateral ein größerer Fettanteil, als ipsilateral ermittelt (42/23% (w), 17/13% (m), 20/16% (w)). Die größte Verfettung wurde für die Patientin H5 kontralateral ermittelt (42/23%), bei dieser wurden auch die höchsten Gelenkbelastungen gemessen (Abb. 2).

Höhere Fettanteile im ipsilateralen GM korrelierten im Mittel schwach mit einer Erhöhung der Gelenkbelastung (R^2 = 0.01-0.05), bei alltäglichen Aktivitäten (Abb. 2, durchgezogene Linien). Die Zunahme der Gelenkkraft in Abhängigkeit der GM Verfettung war für die kontralaterale Seite ausgeprägter (R^2=0.1-0.63) als für die ipsilaterale Seite (gepunktete Linien), insbesondere beim Treppauf steigen (R^2=0.63) und Aufstehen (R^2=0.58).

Schlussfolgerung

Die Studie ist eine Pilotstudie, die die grundsätzliche Verbindung von muskulärer Verfettung und Gelenkbelastung aufzeigen möchte. Die ersten Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass eine Schädigung der ipsilateralen periartikulären Muskulatur zu einer Erhöhung der postoperativen *in vivo* wirkenden Gelenkbelastung führt. Überraschender Weise zeigte sich, dass eine Schädigung der kontralateralen Muskulatur einen mindestens genauso so großen Einfluss auf die ipsilaterale Gelenkbelastung hat. Dies kann damit erklärt werden, dass eine Schädigung des kontralateralen GM und eine daraus folgende funktionelle Störung, durch die Gegenseite kompensiert werden muss und dazu führt, dass es z.B. beim Hinsetzen und Aufstehen zu einer Belastungserhöhung ipsilateral kommt. Im weiteren Verlauf der Studie werden aktuell die Bodenreaktionskräfte, aber auch weitere periartikuläre Muskeln und postoperative Zeitpunkte analysiert.

Abb. 1

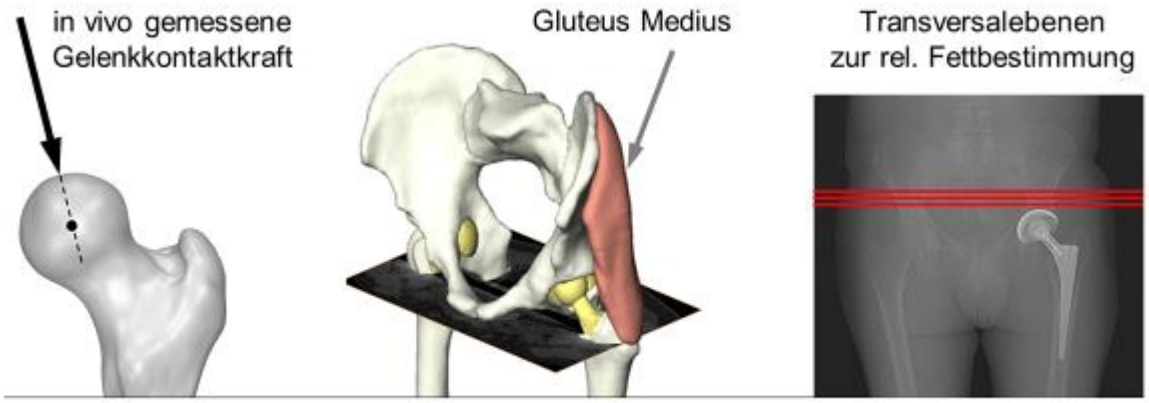


Abbildung 1: resultierende Gelenkkontaktkraft (links); Bestimmung Muskelvolumen des Gluteus Medius (Mitte) und Lage der Transversalebenen zur relativen Fettbestimmung (rechts)

Abb. 2

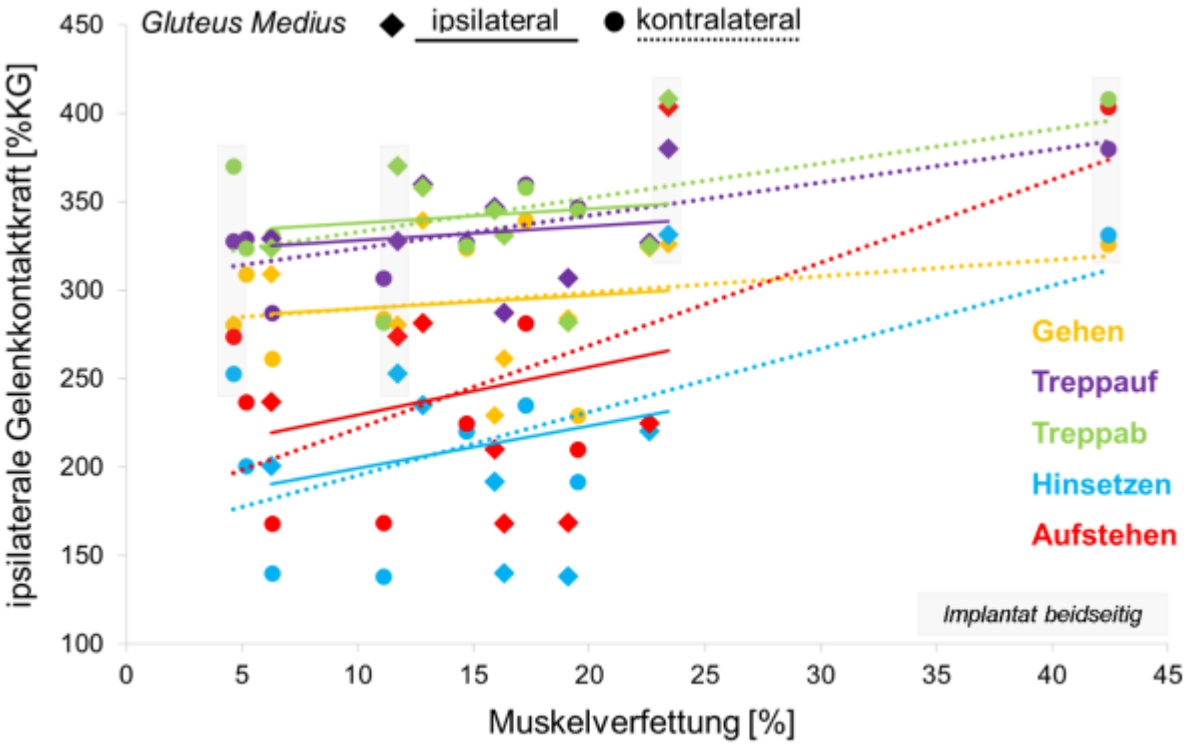


Abbildung 2: Maximale Gelenkkontaktkraft in Abhängigkeit der Verfettung des ipsi- bzw. kontralateralen Gluteus medius bei alltäglichen Aktivitäten

V 37

Vergleich der *in vivo* Gelenkbelastung bei alten und jungen Hüftpatienten

A. Bender (Berlin/DE), G. Duda (Berlin/DE), G. Bergmann (Berlin/DE), P. Damm (Berlin/DE)

Fragestellung

Laut dem englischen Implantatregister (National Joint Registry, England, 2016) ist das Revisionsrisiko bei jüngeren deutlich höher als bei älteren Patienten. Die kumulative Wahrscheinlichkeit einer Revision nach 10 Jahren Standzeit einer Hüftprothese für Patienten, die jünger als 55 Jahre sind beträgt ca. 8.5%, während dieser Wert nur 4,8% für die Gruppe der 65-74 jährigen beträgt. Als Hauptursachen einer Revision wird vor allem die aseptische Lockerung und Instabilität genannt (National Joint Registry, England, 2016; Canadian Joint Replacement Registry, 2015).
Es wird diskutiert, ob das erhöhte Revisionsrisiko bei jüngeren Patienten aus potentiell höheren Gelenkbelastungen resultiert. Ziel dieser Studie ist daher die *in vivo* wirkenden Hüftgelenkbelastungen bei "jungen" und "alten" Patienten mit instrumentierten Implantaten zu vergleichen.

Material und Methode

Die resultierenden Gelenkkontaktkräfte (Fres) von 15 Patienten (Alter 49 – 83 Jahre) mit instrumentierten Hüftendoprothesen (Graichen et al. 1989, Graichen et al. 1999; Damm et al. 2010) wurden im Zweibeinstand, beim Gehen, Treppensteigen und Hinsetzen/Aufstehen von einem Stuhl 10 – 19 Monaten postoperativ analysiert.
Aus allen gemessenen Lastzyklen wurden für jede Aktivität und Patient die individuellen mittleren Belastungsverläufe bestimmt (Bender und Bergmann, 2011). Für den Vergleich der mittleren Gelenkbelastungen wurden die Patienten in eine "junge" (Ø53 Jahre, Ø91 kg) und eine "alte" Patientengruppe (Ø68 Jahre, Ø75 kg) aufgeteilt und für die jeweilige Gruppe und Aktivität der Belastungsverlauf für einen "mittleren" Patienten ermittelt. Fres ist in % des Körpergewichtes (%KG) angegeben.

Ergebnis

Die mittleren Gelenkbelastungen der alten bzw. jungen Patientengruppe zeigen ähnliche Verläufe (Abb. 1). Beim Gehen lag das Maximum von Fres bei den "alten" Patienten im Mittel bei 270%KG und bei den "jungen" Patienten bei 250%KG. Es zeigte sich, dass Fres bei allen untersuchten Aktivitäten bei der älteren Patientengruppe tendenziell höher als bei der jüngeren Patientengruppe war. Darüber hinaus war beim Gehen das Minimum von Fres während der Standphase bei der alten Patientengruppe weniger stark ausgeprägt und beim Treppab steigen das erste Maximum im Vergleich zum zweiten Maximum deutlich ausgeprägter als bei den jüngeren Patienten (Abb. 1).
Der Median von Fres war bei der jungen Patientengruppe bei allen untersuchten Aktivitäten zwischen 6% und 26% niedriger als bei der alten Patientengruppe (Stehen -26%; Gehen -7%; Treppab -9%; Treppauf -6%; Hinsetzen -12,5%; Aufstehen -9%) (Abb. 2).

Schlussfolgerung

Das Revisionsrisiko bei jüngeren Patienten ist laut Registerdaten deutlich höher als bei älteren Patienten (National Joint Registry, England, 2016). Die in vivo gemessenen Gelenkbelastungen bei alltäglichen Aktivitäten sind jedoch bei älteren Patienten höher als bei jüngeren Patienten. Die Höhe der Gelenkbelastung bei alltäglichen Aktivitäten scheint somit kein unmittelbarer Risikofaktor für eine frühzeitige Revision zu sein. Jüngere Patienten sind zumeist jedoch deutlich aktiver als ältere Patienten. Ein potentiell weiterer Einflussfaktor stellt daher die Gelenkreibung dar, da der resultierende Abrieb primär abhängig vom Aktivitätslevel (Kilgus et al. 1991) und der Anzahl der Lastzyklen (Chatterije et. al 2004) ist.
Aufgrund der geringen Probandenzahl können nur vorläufige Schlüsse gezogen werden.

Abb. 1

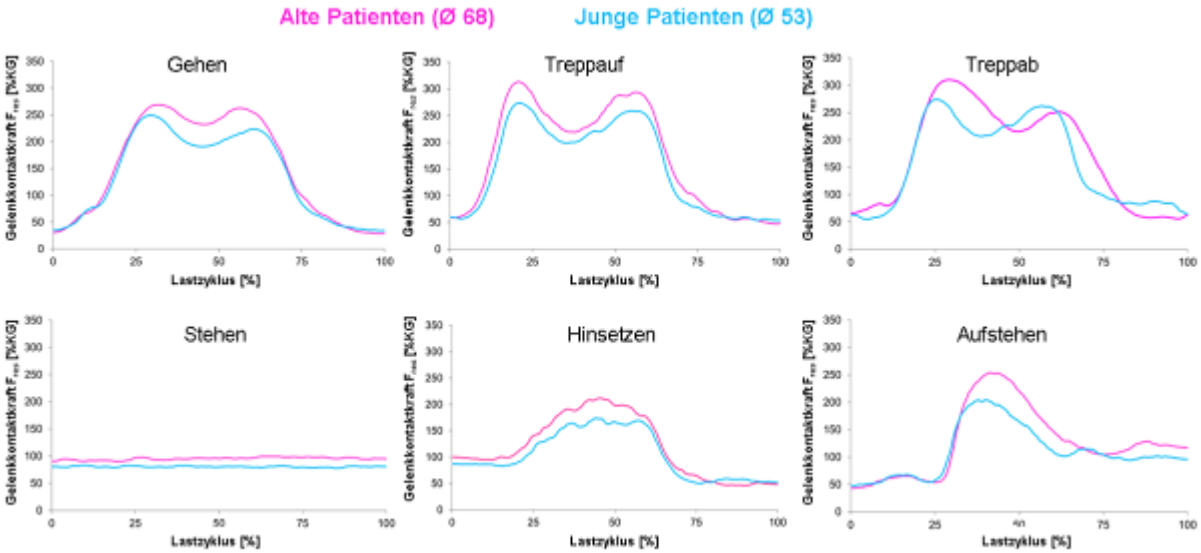


Abbildung 1: mittlere Gelenkbelastungen bei alltäglichen Aktivitäten (F_{res})

Abb. 2

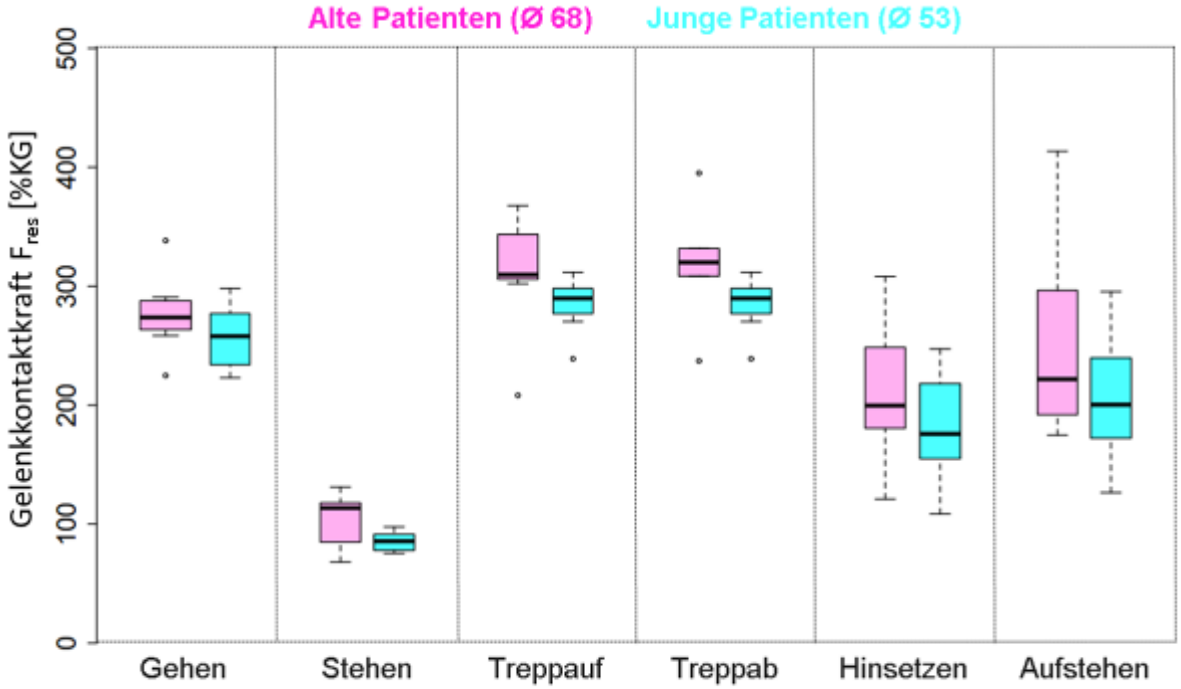


Abbildung 2: Absolute Maxima der resultierenden Gelenkkontaktkraft (F_{res})

V 38

Statische Validierung eines neuartigen Kniegelenksimulators zur Übertragung physiologischer Muskel- und Kniegelenkkräfte auf ein Kniemodell

F. Schall, S. Hacker (Ulm/DE), S. van Drongelen, S. Wolf (Heidelberg/DE), A. Ignatius, L. Dürselen (Ulm/DE)

Fragestellung

Derzeit werden für diverse biomechanische Fragestellungen am Kniegelenk in vitro hauptsächlich horizontale Kniegelenksimulatoren, Roboterarme und aufrechte Simulatoren, sogenannte Oxford-Rigs [1], verwendet. Die Mehrzahl dieser Simulatoren arbeiten quasi-statisch [2]. Einige Simulatoren sind zusätzlich in der Lage durch Muskelkräfte eine Bodenreaktionskraft zu erzeugen [3]. Diese entspricht jedoch meist keiner physiologischen Belastung. Allerdings sind für manche Fragestellungen wie beispielsweise in vitro Untersuchungen von Meniskus- und Bandverletzungen physiologische Muskel- und Gelenkbelastungen sowie schnelle dynamische Bewegungen und auch stoßartige Belastungen entscheidend. Aus diesem Grund haben wir einen neuartigen Kniegelenksimulator (KS) basierend auf dem Prinzip eines Oxford-Rigs entwickelt. Physiologisch hohe Muskelkräfte werden dabei als Funktion des Knieflexionswinkels vorgegeben, wodurch sich entsprechende Bodenreaktionskräfte einstellen sollen. Um die Funktionalität dieses Prinzips nachzuweisen wurde zunächst eine statische Validierung durchgeführt.

Material und Methode

Der Kniegelenksimulator (KS) besteht aus einem Hüft- und einem Sprunggelenk. Das Hüftgelenk ist über eine Traverse mit einem Servomotor mit Linearachse verbunden, welcher dynamisch vertikale Bewegungen der Hüfte mit hohen Geschwindigkeiten (700 mm/s) ermöglicht. Dies erlaubt die Simulation von schnellen Bewegungen (z.B. Sprunglandung). Die Erzeugung von bis zu 7 Muskelkräften (bis 2000 N) übernehmen pneumatische Zylinder in Kraftsteuerung. Das Funktionsprinzip des KS entspricht einer weggesteuerten Bewegung der Hüfte in Kombination mit einer Muskelkraftsimulation. Zur Erfassung der Bodenreaktionskraft befindet sich ein 6-Komponenten-Kraftsensor unterhalb des Sprunggelenks (Abb.1). Weitere Zylinder dienen zur Simulation von Stoß- sowie Rotationsbelastungen. Für eine statische Validierung wurde ein mechanisches Kniegelenkmodell in einem Kniebeugewinkel von 60° fixiert und 5 knieübergreifende Muskelkräfte angelegt. Die aufgebrachten Muskelkräfte stammen aus vorherigen Bewegungsanalysen mit Probanden und wurden durch inverse Dynamik berechnet.

Ergebnis

Die pneumatisch aufgebrachten Muskelkräfte, die sich aus Probandenmessungen ergaben, betrugen für einen Knieflexionswinkel von 60° in statischem Zustand: Vastus medialis 370 N, Vastus intermedius + Rectus Femoris 350 N, Vastus lateralis 500 N, Semimembranosus + Semitendinosus 330 N und Biceps Femoris 345 N. Bei Aktivierung dieser Kräfte wurde eine Bodenreaktionskraft von 515 N gemessen (Abb.2). Die aus den Probandenmessungen zu erwartende Bodenreaktionskraft bei dieser statischen Position betrug 420 N.

Schlussfolgerung

Mit dem neuartigen KS ist es erstmals möglich physiologische Muskel- und Bodenreaktionskräfte zu erzeugen, was realistischere Bedingungen für in vitro Tests erzeugt. Während andere Simulatoren mit lediglich 50 N [3] oder 250 N [2] arbeiten, konnte hier ein Kniegelenksmoment erzeugt werden, welches eine annähernd physiologische Bodenreaktionskraft (515 N) hervorruft. Die hier ermittelte Bodenreaktionskraft ist im Vergleich zu den Probandenmessungen im statischen Zustand mit einem Flexionswinkel von 60° jedoch um 100 N erhöht. Dies ist hauptsächlich auf die Verwendung eines mechanischen Kniegelenkmodells zurückzuführen, welches nur unzureichend einem humanen Knie entspricht. Bevor der Simulator für Messungen an humanen Kniegelenken verwendet wird, soll in weiteren Untersuchungen eine schnelle dynamische Bewegung, eine stoßartige Impact-Belastung, eine Rotationsbelastung sowie eine über der Zeit veränderbare Muskelaktivität realisiert und validiert werden.

Dieses Projekt wurde von der DFG gefördert (DU254/8-1).

[1] Zavatsky, A.B., J. Biomech, 1987
[2] Müller, O., et al., Biomed Tech, 2009
[3] Steinbrück, A., et al., BioMedical Eng, 2013

Abb. 1

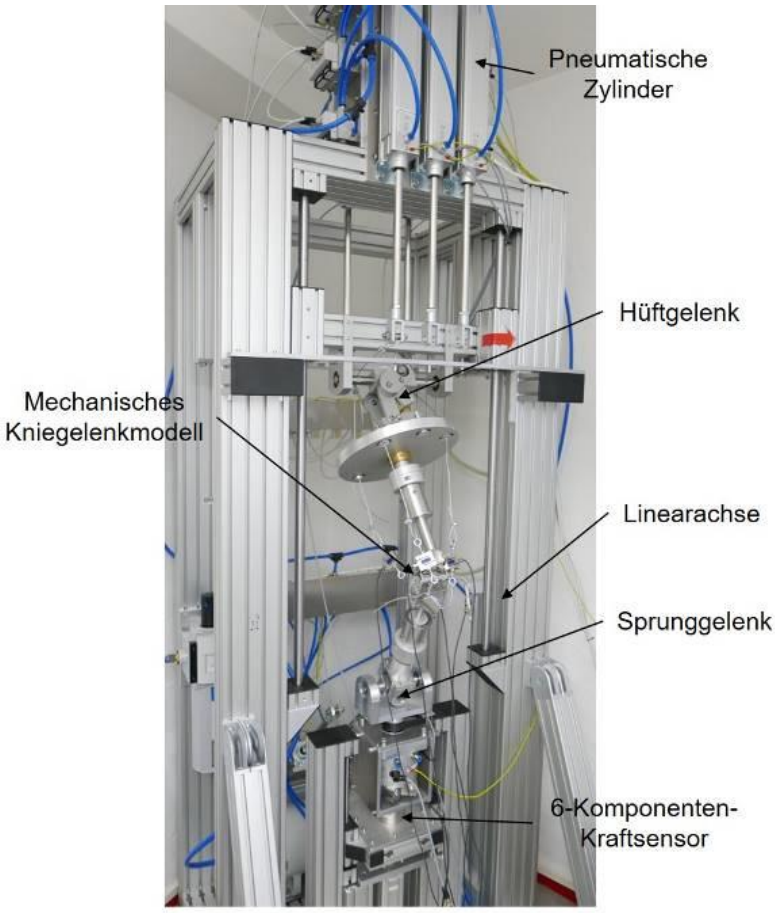


Abb.1: Kniegelenksimulator mit mechanischem Kniegelenkmodell

Abb. 2

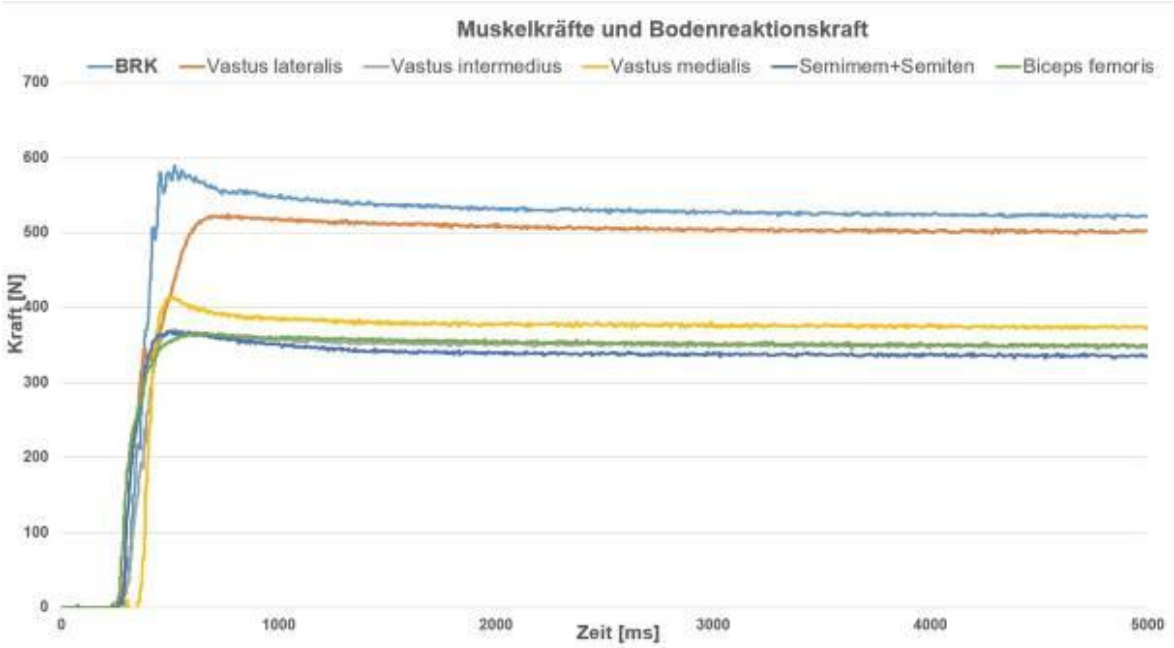


Abb.2: Aufgebrachte Muskelkräfte und ermittelte Bodenreaktionskraft (BRK)

V 39

Einfluss der Stufenbildung auf die intraartikulären Druckverhältnisse im Kniegelenk: Eine biomechanische Studie am humanen Tibiakopf-Frakturmodell

M. Müller, S. Oeckenpöhler, M. J. Raschke, D. Wähnert, M. Schulze, L. Niemeyer, C. Kösters (Münster/DE)

Fragestellung

Derzeit gilt in der Versorgung von Tibiakopffrakturen die übungsstabile, anatomische Rekonstruktion der Gelenkfläche als anzustrebendes Ziel [1]. In wie weit die Schaffung anatomischer Verhältnisse oberste Maxime sein muss, ist aktuell nicht hinreichend untersucht. Bisherige Studien wiesen Druckänderung am Tibiaplateau mit Druckspitzen an den Frakturkanten durch transversalen Versatz bis zu 6mm, mit dringend zu adressierender Inkongruenz der Gelenkpartner, nach [2]. Biomechanische Untersuchungen des Gelenkspaltes bei vertikalem Versatz, hinsichtlich der aus dem Rekonstruktionsergebnis resultierenden Druckänderungen an den in Kontakt stehenden Gelenkflächen, fehlen. Nach Tibiakopffrakturen kommt es trotz osteosynthetischer Versorgung bei bis zu 7,3% der Patienten im Verlauf von 10 Jahren zur posttraumatischen Arthrose mit der Notwendigkeit zum Gelenkersatz [3]. Eine Arthroserate von bis zu 40% bereits 5,5 Jahre nach Fraktur beschrieben [4]. Die vorliegende Studie untersucht die Auswirkungen der vertikalen Reposition auf die intraartikuläre Druckverteilung nach lateraler Tibiakopffraktur in verschiedenen Beugegraden.

Material und Methode

In einem standardisierten Fraktur-Modell des Tibiaplateaus wurde die intraartikuläre Druckverteilung in Abhängigkeit des Repositionsergebnisses nach lateralen Spaltfrakturen (AO 41 B1) in verschiedenen Beugegraden (0°, 15, 30°, 60°, 90°) und Repositionsgraden (0-8mm Stufen in 1,0mm Schritten) gemessen. Es wurden 8 humane (fresh, frozen) Kniepräparate untersucht. Nach initialer Röntgenkontrolle zum Ausschluss knöcherner Pathologien, wurden unter Erhaltung der Bandstrukturen die Weichteile reseziert. Die Patellae mit Patellarsehne wurden entfernt. Anschließend erfolgte die Einbettung der Proben tibial und femoral mittels PMMA-Zement (Technovit 3400, Heraeus). Eine Osteotomie bei 50% der Hauptbelastungszone der lateralen Gelenkfläche (unter Vermeidung eines Knorpel-Substanzdefektes) wurde durchgeführt. Diese wurde bis in die subchondrale Zone angefertigt und die Fraktur mit dem Meißel komplettiert. Das laterale Fragment ist mittels eines Schlittens an einer winkelstabil besetzten Platte (TomoFix LCP, Fa. Synthes) fixiert und wurde standardisiert zur Einstellung der jeweiligen Stufe verschoben. Die Fraktur wurde reponiert und die intraartikuläre Druckmessung mit den Gelenk-Stufen (0,0mm, 1,0mm, 2,0mm, 3,0mm, 4,0mm, 5,0mm, 6,0mm, 7,0mm, 8,0mm) durchgeführt. Dazu wurden Druckmesssensoren (S2015 Double kneepad sensor, Fa. Novel) in den medialen und lateralen Gelenkspalt eingebracht und die intraartikuläre Druckverteilung in verschiedenen Beugegraden mit einer axialen Druckbelastung von 700N (0°, 15°, 30° Flexion) bzw. 350N (60°, 90° Flexion) auf einer servohydraulischen Prüfmaschine (Instron 8874, Fa. Instron) ermittelt. Die bereits durch Nägerl et al. [5] beschriebene Ausrichtung der artikulierenden Gelenkpartner unter Last wurde gewährleistet durch Verwendung einer frei beweglichen Kugelklemme an der tibialen Einbettung (vollständiger Aufbau, siehe Abbildung 1, links). Die Druckverteilung wurde nach Erreichen der Ziellast über 20 Sekunden mit 10 Einzelmessungen pro Sekunde bestimmt. Aus den gemittelten Druckverteilungsbildern wurden die jeweils im medialen und lateralen Plateau belasteten Flächen und die mittleren Drücke bestimmt (Abbildung 1, rechts). Die Änderungen von Fläche und Druck wurden in Prozent zum Ausgangswert (0,0mm Stufe) berechnet.

Ergebnis

Im Rahmen der Studie konnten mit zunehmender Stufe erhöhte Mitteldrücke sowohl im medialen als auch im lateralen Tibiaplateau in allen Flexionsgraden festgestellt werden. Der jeweilige durchschnittliche prozentuale Druckanstieg (Mean) und Standardfehler (SF) wurde abhängig von Flexionsgrad und Gelenkstufe ermittelt. Die Druckänderungen sind gegen die Gelenkstufe für mediales und laterales Plateau im Diagramm, für den jeweiligen Flexionswinkel dargestellt (Abbildung 2). Die maximalen mittleren Druckanstiege medial mit 3,3% (30°) bis 9,9% (60°) und lateral mit 23,0% (90°) bis 41,7% (60°) wurden bei einstellen der größten Gelenkstufe (8,0mm) aufgezeichnet. In allen Flexionsgraden kam es im lateralen Plateau jeweils vor einem deutlichen Druckanstieg zunächst zu einer Absenkung des mittleren Drucks um -1,9% (60°) bis -5,6% (90°). Diese intraartikuläre Druckminderung im Plateau ist dabei bei kleinen Gelenkstufen von 1-2mm zu beobachten.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass auch bereits geringgradige Stufenbildung bis zu 2mm zu einer intraartikulären Druckänderung zunächst im intakten und anschließend mit zunehmender Stufenbildung verstärkt auch im frakturierten Plateau führen. Der Einfluss der Menisci auf die Druckverteilung wird besonders im lateralen Plateau deutlich, da dieser den Flächenverlust bei kleiner Gelenk-Stufe kompensiert. Allerdings ist hier dann von einer sukzessiven Schädigung des Meniskus auszugehen. In anschließenden Studien wollen wir diesen Zusammenhang (Einfluss von Meniskusläsionen und/oder Meniskektomie auf die intraartikuläre Druckverteilung) näher untersuchen. Weiterhin sind Auswirkungen auf die Gelenkkinematik durch unzureichende Reposition und eine dadurch bedingte Änderung der intraartikulären Drücke möglich. Entsprechende Untersuchungen wollen wir zukünftig idealerweise auf einem 6-DOF Testsetup, welches der besonderen Kinematik des Kniegelenks noch besser Rechnung trägt, durchführen.

Abb. 1

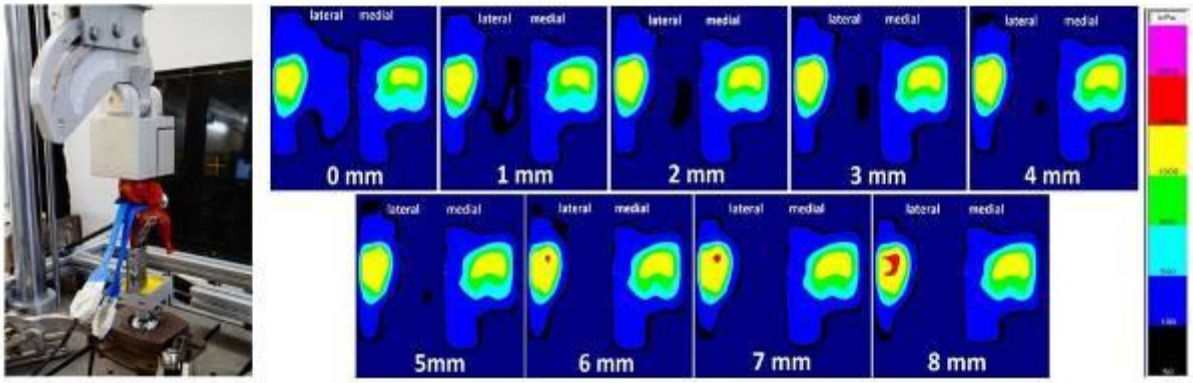


Abbildung 1

Abb. 2

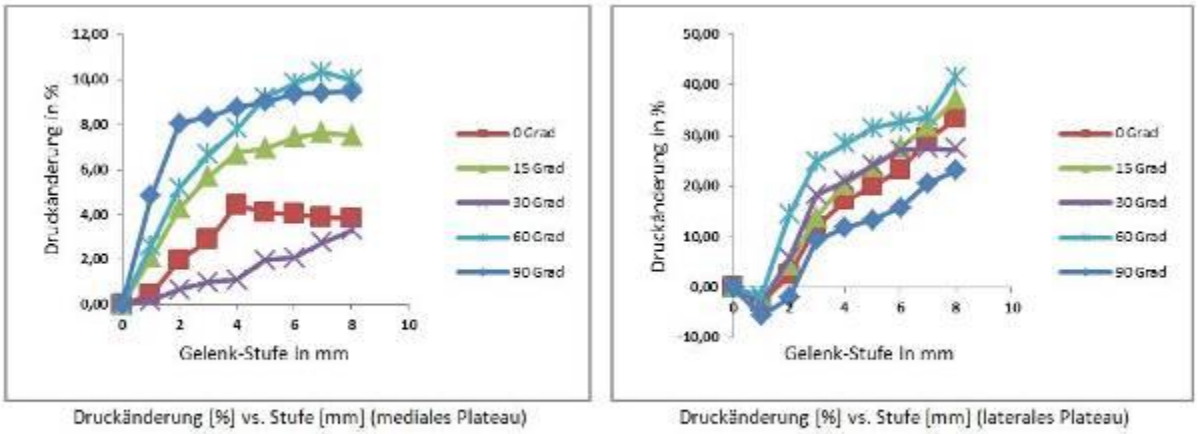


Abbildung 2

V 40

In-vitro Experimente zur Kinematik der zervikalen Wirbelsäule widerspiegeln reale Verhaltensweisen

R. Jonas, R. Demmelmaier, S. Hacker, H. J. Wilke (Ulm/DE)

Fragestellung

Ein fundiertes Wissen über die Kinematik der Halswirbelsäule (HWS) spielt sowohl bei der Analyse und Interpretation zervikaler Unfallmechanismen als auch bei der Entwicklung von Bandscheibenimplantaten eine entscheidende Rolle. Die Charakteristik zervikaler Bewegungen unterscheidet sich deutlich von der aus anderen Bereichen der humanen Wirbelsäule. Bis heute werden viele wissenschaftliche Untersuchungen und Testungen unter In-vitro Bedingungen durchgeführt, jedoch ist bislang unklar inwiefern In-vitro Experimente die reale Kinematik der HWS wiedergeben können. Daher war das Ziel dieser Studie die Berechnung dreidimensionaler Rotationsachsen (RA) bei Bewegung der HWS in den drei Hauptebenen und deren Vergleich mit Erkenntnissen aus bereits publizierten In-vivo Studien, wie der von Anderst et al. (2015).

Material und Methode

Sechs humane Präparate mit einem Durchschnittsalter von 47,5 J. wurden getestet. Die Präparate, bestehend aus Knochen, Bandscheiben und Ligamenten, wurden in jeweils drei Segmente unterteilt (C2/3, C4/5, C6/7). Jedes wurde in einen Wirbelsäulenbelastungssimulator eingespannt und in allen drei Körperebenen mit reinen Momenten von 1,5 Nm belastet. Die dreidimensionalen Bewegungen wurden mit Hilfe eines optischen Tracking-Systems erfasst. Diese wurden anschließend für die Berechnung der RA verwendet. Für den Vergleich mit der Literatur wurden Lage und Ausrichtung der RA bestimmt.

Ergebnis

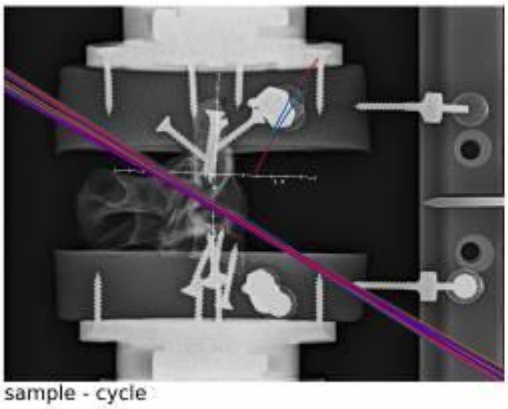
In Flexion/Extension verlaufen die RA sowohl in der Transversalebene (TE) als auch in der Frontalebene (FE) nahezu orthogonal zur Sagittalebene (SE). In Seitneigung stellten sich für die Ausrichtung der RA in der SE im Mittel folgende Winkel ein (Abb. 1): 32° (C2/3); 34° (C4/5); 20° (C6/7). In der TE liegen die RA nahezu parallel zur SE, rotieren jedoch leicht um die anterior, kaudale Spitze des oberen Wirbelkörpers (Abb. 2). Bei der axialen Rotation verliefen die RA in der FE nahezu senkrecht zur TE – im Mittel: 92° (C2/3); 93° (C4/5); 92°(C6/7). In der SE stellten sich hingegen für die Ausrichtungen der RA im Mittel folgende Werte ein: 60° (C2/3); 69° (C4/5); 69°(C6/7).

Schlussfolgerung

Verglichen mit In-vivo Studien aus der Literatur zeichnen sich für die Lage und Ausrichtung der RA nahezu identische Charakteristiken ab. Es kann daher angenommen werden, dass sich die Kinematik der HWS in In-vitro Experimenten unter Verwendung von reinen Momenten nahezu realistisch verhält.

Anderst, W.J., Donaldson,W.F., Lee,J.Y., Kang,J.D. (2015). Three-dimensional intervertebral kinematics in the healthy young adult cervical spine during dynamic functional loading. Journal of biomechanics, 48(7), 1286-1293

Abb. 1



sample - cycle

Abb. 1: RA bei Seitneigung in SE

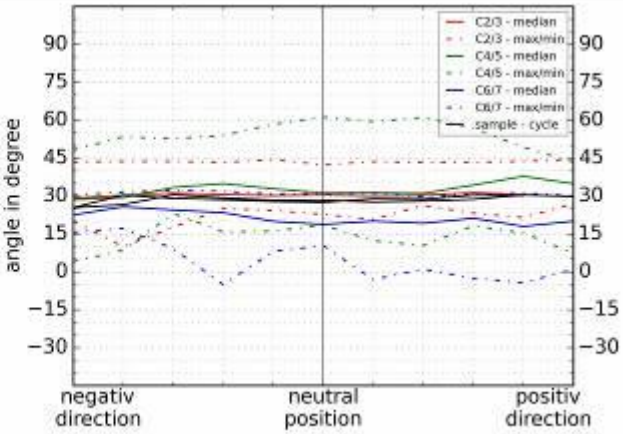
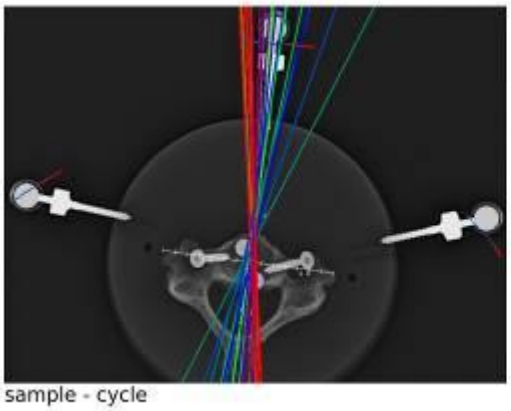
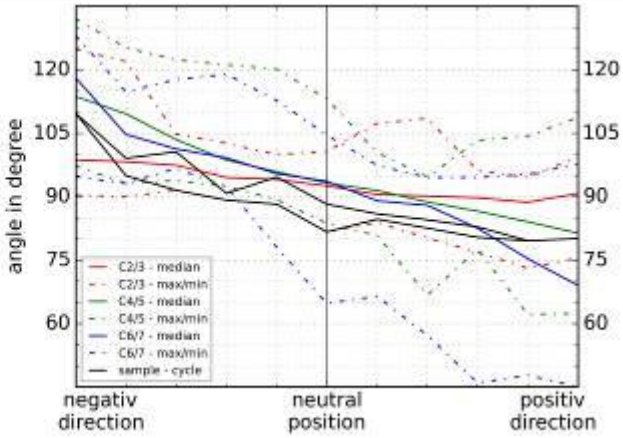


Abb. 2



sample - cycle

Abb. 2: RA bei Seitneigung in TE



V 41

Reproduktion der physiologischen Schulterbiomechanik mittels Experimentalsimulator

M. Verjans, P. Schleer, K. Radermacher, J. Eschweiler (Aachen/DE)

Fragestellung

Die Schulterendoprothetik zielt darauf ab, normale anatomische Verhältnisse, ein physiologisches Bewegungsausmaß sowie die physiologische Balance zwischen den statischen und dynamischen Schultergelenksstabilisatoren wiederherzustellen [1]. Zurzeit werden in Deutschland pro Jahr 12.000 Schulterendoprothesen implantiert [2]. In den letzten Jahren gewinnen zunehmend genauere Analysen der einwirkenden Kräfte an Bedeutung [3]. Ein Problem bei den existierenden Simulatoren ist die redundante Krafterzeugung für eine aktive Gelenkbewegung. Meist wird ein auf Basis von Muskelquerschnitt festes Muskelkraftverhältnis oder es werden mithilfe von EMG-Aktivität abgeschätzte Kräfte aufgebracht. Weiterhin wird bei den meisten Untersuchungen die Bewegung mittels einer unphysiologischen uniplanaren Führung analysiert, was die Simulation von komplexeren, freien 3D-Alltagsbewegungen verhindert. Ziel dieser Studie war die Reproduktion der physiologischen Schulterbiomechanik mittels adaptiv generierter Muskelkräfte an einem Experimentalsimulator mit offener kinematischer Kette und einem neuartigen Regelungskonzept.

Material und Methode

Der Schultersimulator (Abb. 1A/1B) nutzt 6 pneumatische, aktiv kontrollierte Aktoren (DMSP, Festo), die über UHMWPE-Seile mit den korrespondierenden Muskeln (drei Anteile des Deltoideus, Supraspinatus, Infraspinatus + Teres minor kombiniert und Subscapularis) verbunden sind. Pneumatische Aktoren weisen eine hohe Kraftdichte und die inhärente Compliance auf, die die elastischen Eigenschaften physiologischer Muskeln gut approximiert. Der Pectoralis major kombiniert mit Latissimus dorsi und Biceps brachii wurden als passive Federelemente implementiert. Der Simulator beinhaltet eine Muskellängenmessung (WS10SG, ASM GmbH), Muskelkraftmessung (KM30z, ME-Messsysteme), einen 6D-Kraft-Momentensenor (ATI) und ein optisches Trackingsystem (Polaris Spectra, NDI). Ein Echtzeitsystem (MicroAutoBox II, dSPACE) wurde zur Datenverarbeitung eingesetzt. Mittels Bewegungsstudie an einem Humanpräparat (weiblich, 85 Jahre) wurde die physiologische Schulterbiomechanik respektive das Regelungskonzept evaluiert.

Ergebnis

Das neuartige Regelungskonzept basiert auf einem zweistufigen Prozess, in dem im ersten Schritt, dem Teach-In, bei kraftgeregelten Muskeln die gewünschte 3D-Bewegungstrajektorie durch den Anwender aufgebracht wird und die resultierenden Muskellängenänderungen aufgezeichnet werden. Im zweiten Schritt werden diese Daten als Führungsgrößen für eine Längenregelung der Muskeln genutzt. In Vorarbeiten zeigte sich, dass sich eine freie und kontrollierte aktive Bewegungsreproduktion mit hoher Wiederhol- und guter Absolutgenauigkeit einstellt. Aufgrund der Längenregelung stellen sich die für die aktive Bewegung benötigten Muskelkräfte adaptiv ein und können zur Evaluierung herangezogen werden. Es zeigt sich in Übereinstimmung mit der Literatur [4], dass bei einer Abduktion der Supraspinatus die Bewegung initiiert und der Deltoideus die Führung bei höheren Winkeln übernimmt (Abb. 2A). Bei der Betrachtung der Muskelkräfte von Subscapularis und Infraspinatus und Teres minor wird deutlich, dass sich in Konformität mit dem anerkannten Prinzip des transversalen Kräftepaars [5] ein Kräftegleichgewicht einstellt (Abb. 2B).

Schlussfolgerung

Ein neuartiger Ansatz für die biomechanische Analyse des Schultergelenks wurde evaluiert. Dieser ermöglicht im Gegensatz zu dem in der Literatur gefundenen Schultersimulatoren, dass komplexe vorgegebene Bewegungstrajektorien ohne externe fixe Führung erzielt werden können. Im Rahmen dieser Studie zeigte sich, dass die aus der Längenregelung resultierenden Muskelkräfte grundlegenden physiologischen Prinzipien folgen, ohne dass diese explizite modelliert wurden. Dies stellt einen ersten Schritt weg von der ursprünglich nicht physiologischen Approximation der Muskelkräfte dar, um zukünftig zu einem erweiterten Verständnis der Muskelaktivität bei freien und aktiven Bewegungen im Kontext der Untersuchung klinischer Fragestellungen in der Schulterchirurgie beitragen zu können.

[1] Heers (2001) Biomechanische Überlegung zur Schultergelenkendoprothetik, Orthopädie, 30: 346-353
[2] Loew (2010) AE-Manual der Endoprothetik: Schulter, Springer
[3] Frankle (2016) Reverse Shoulder Arthroplasty, Springer
[4] Hansen (2008) Biomechanics of massive rotator cuff tears: implications for treatment, J Bone & Joint Surgery, 90:316–325.
[5] Hurov (2009) Anatomy and mechanics of the shoulder, J Hand therapy, 22:328–343.

Abb. 1

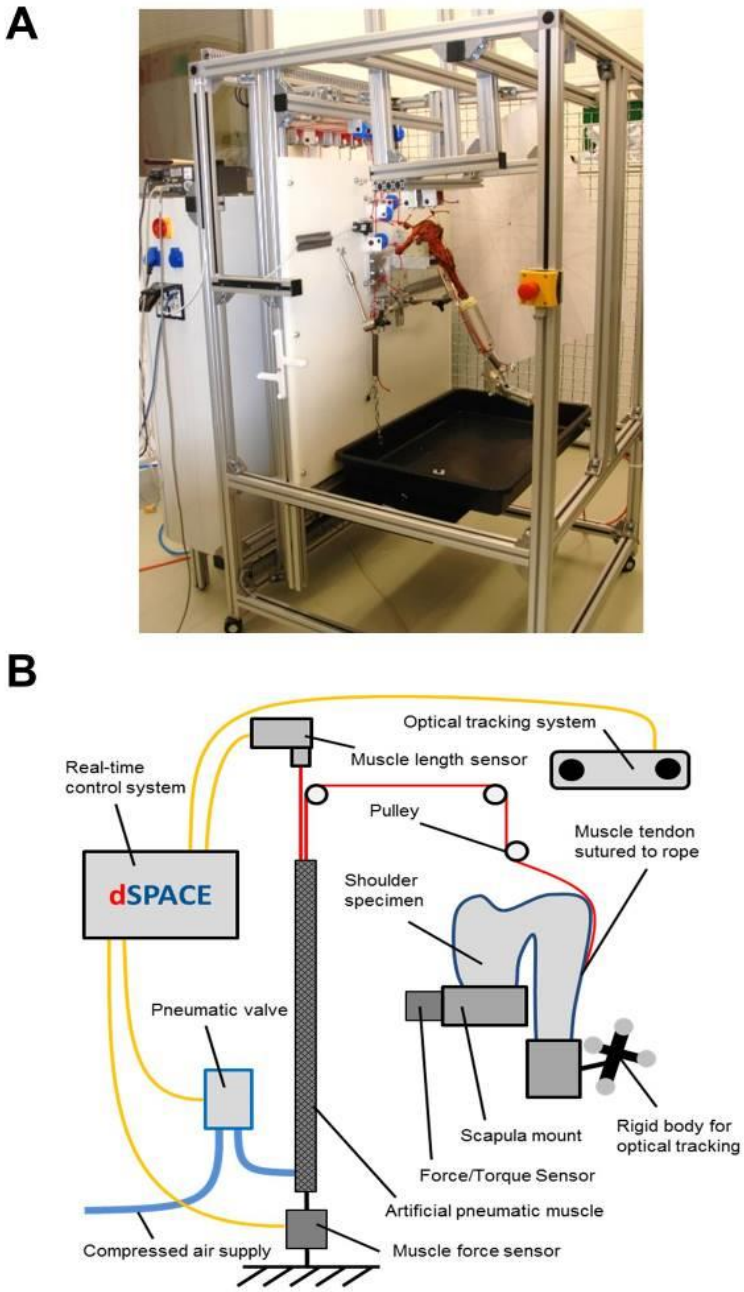


Abbildung 1:
A: Humanpräparat eingebaut in den Schultersimulator
B: Technische Übersicht des Experimentalaufbaus

Abb. 2

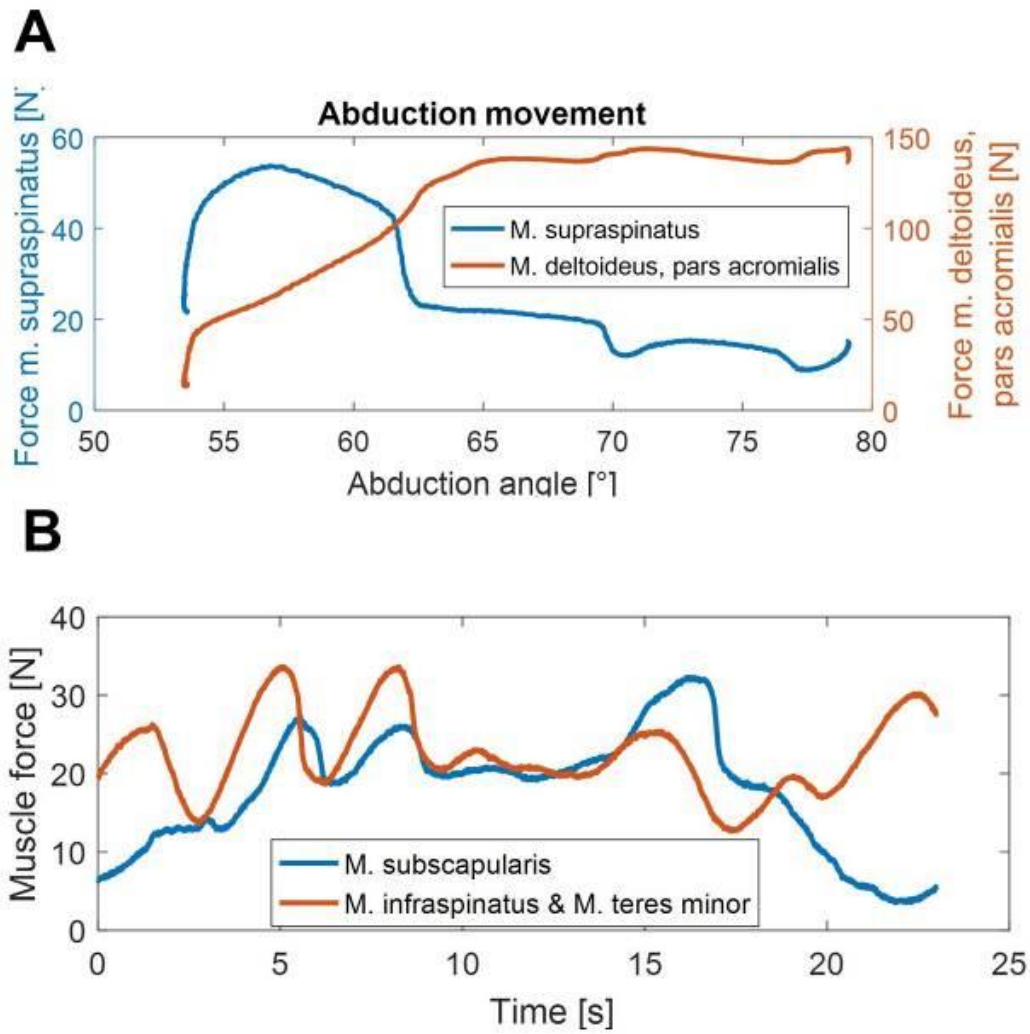


Abbildung 2:
A:
Die Abduktion wird physiologisch nachgebildet: sie wird initiiert vom Supraspinatus, dann vom Deltoideus fortgeführt.
B:
Die experimentelle Evaluation der Rotatorenmanschette spiegelt das physiologische Kräftegleichgewicht wider.

V 42

Wie beeinflussen die unterschiedlichen Strukturen des Brustkorbs die Stabilität der thorakalen Wirbelsäule? Eine In-vitro-Studie

C. Liebsch, N. Graf, K. Appelt, H. J. Wilke (Ulm/DE)

Fragestellung

Es wird allgemein angenommen, dass der Brustkorb die thorakale Wirbelsäule stabilisiert. Über den Einfluss von chirurgischen Eingriffen am Brustkorb, wie etwa bei der Skoliosebehandlung, oder von Rippen- und Sternumfrakturen auf die Stabilität der thorakalen Wirbelsäule ist jedoch nur wenig bekannt. Ziel dieser Studie war es, den Einfluss des Brustkorbs und seiner einzelnen Strukturen auf die Stabilität der thorakalen Wirbelsäule zu bestimmen und Daten zur Validierung von Finite-Elemente-Modellen der thorakalen Wirbelsäule zu sammeln.

Material und Methode

Sechs frische, humane thorakale Wirbelsäulenpräparate (C7-L1, 50-65 Jahre, 56 Jahre im Durchschnitt) inklusive anteriorer Brustkorbstrukturen mit Interkostalmuskulatur wurden in einem Wirbelsäulenbelastungssimulator quasistatisch in den drei Bewegungsebenen Flexion/Extension (FE), Seitneigung (SN) und Axialer Rotation (AR) mit reinen Momenten von 2 und 5 Nm belastet. Mit Hilfe eines optischen Bewegungsanalysesystems wurden die Relativbewegungen der thorakalen Wirbelsäule (T1-12) gemessen (1) im Intaktzustand, (2) ohne Interkostalmuskulatur, (3) nach medianer, longitudinaler Sternotomie, (4) nach Entfernung des anterioren Brustkorbs bis zu Rippenstümpfen, nach Entfernung des rechten Rippenköpfchens (5) der siebten Rippe, (6) der sechsten Rippe, (7) der achten Rippe und (8) in der isolierten Wirbelsäule. Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung ($p < 0,1$), des t-Tests auf Signifikanz ($p < 0,05$) und der Bonferroni-Holm-Prozedur zur Kontrolle des kumulierten Alphafehlers.

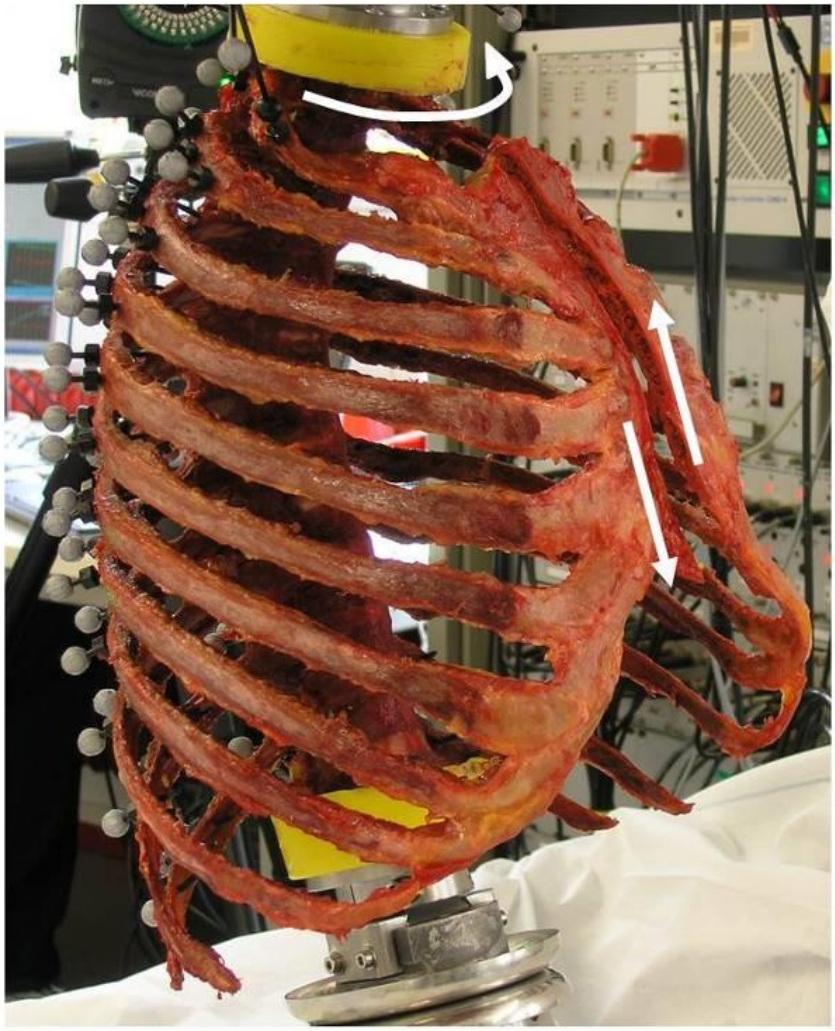
Ergebnis

Der Bewegungsumfang (ROM) nahm nach kompletter Entfernung des Brustkorbs in allen Belastungsebenen stark zu bei 2 Nm (FE:+55%, SN:+58%, AR:+131%) sowie bei 5 Nm (FE:+31%, SN:+36%, AR:+92%) relativ zum Intaktzustand (FE:12±5°, SN:18±5°, AR:25±10°). Bereits die Entfernung des anterioren Brustkorbanteils verursachte eine signifikante ($p<0,05$) Erhöhung der ROM in allen drei Belasungsebenen bei 2 Nm (+48%, +42%, +96%) und in AR bei 5 Nm (+67%). Die Interkostalmuskulatur zeigte einen signifikanten ($p<0,05$) Einfluss auf die Wirbelsäulenstabilität bei 2 Nm in SN (+22%) und in axialer Rotation (+22%). Die Sternotomie bewirkte eine signifikante ($p<0,05$) Erhöhung der ROM in FE bei 2 Nm (+12%) und in AR (+22%, +18%) im Vergleich zum Intaktzustand (Abb. 1). Die Entfernung der Rippenköpfchen resultierte in einem leichten, symmetrischen Anstieg der ROM. Die ROMs der einzelnen Bewegungssegmente zeigten mitunter inverse Bewegungen in Flexion/Extension sowie Seitneigung im kaudalen Bereich. Gekoppelte Bewegungen wurden hauptsächlich in Seitneigung mit assoziierter axialer Rotation in entgegengesetzter Richtung sowie in axialer Rotation mit assoziierter Seitneigung in gleicher Richtung festgestellt.

Schlussfolgerung

Der Brustkorb stabilisiert die thorakale Wirbelsäule, in axialer Rotation sogar ungefähr um Faktor 2. Die thorakale Wirbelsäule sollte daher in vitro mit allen Brustkorbstrukturen getestet werden. Aufgrund gekoppelter Bewegungen konnten die Bewegungsumfänge der einzelnen Bewegungssegmente in dieser Studie nicht quantifiziert werden. Diese sollten daher separat inklusive Rippen und Sternumanteil getestet werden. Das Entfernen der Rippenköpfchen, welches zur Korrektur einer Skoliose genutzt wird, sowie die Sternotomie destabilisierten die thorakale Wirbelsäule deutlich und sollten daher klinisch berücksichtigt werden.

Abb. 1



Gegenseitiges Verschieben der sagittalen Schnittflächen nach medianer longitudinaler Sternotomie in axialer Rotation bei 2 Nm reinem Moment.

Session 7 • Ganganalyse 2

V 43

Relationship between radiographic patella-alta pathology and walking dysfunction in children with bilateral spastic Cerebral Palsy

M. Hösl (Aschau i. Chiemgau/DE), M. Seltmann (München/DE), H. Böhm, C. U. Dussa
L. Döderlein (Aschau i. Chiemgau/DE)

Fragestellung

Patella-alta, a vertically displaced kneecap, has been reported in 61-93% of ambulatory children with Cerebral Palsy (CP) [1,2]. This is typically associated with crouch gait, a gait pattern with excessive knee flexion. Besides, it appears to be related to knee pain and probably causes excessive retro-patellar stress [3]. In symptomatic knees or in functionally very limited walkers, the patello-femoral joint congruency is restored by surgically shortening of the patellar-tendon. This is frequently done together with femur osteotomies and improves crouch gait [4]. However, it also risks anterior pelvic tilt and reduction in swing phase knee flexion [4] and there is a considerable rate of recurrence of patella-alta. The reasons for patella-alta in CP are hence poorly understood. It was proposed to be related to tendon creep [5] and chronic overloading of the knee extensors. Since the degree of patella-alta is mostly quantified by x-ray [6], our aim was to gain more knowledge about the etiology of patella-alta and to study the relationship between radiographic patello-femoral pathology and walking dysfunction in young patients with CP.

Material und Methode

42 participants with bilateral CP between 4 and 20 years (GMFCS I-III without previous surgery) that underwent 3D gait analysis as well as a radiographic exam for clinical decision making were included. A Vicon Nexus system (8 MX Cameras, 2 AMTI force plates) were used to capture barefoot gait at a self-selected speed with a Plug-In gait marker protocol. 35 age-matched typically developing participants served as reference for walking. During gait, the knee flexion kinematics, the sagittal plane knee moments and the knee moment impulse were calculated. For sagittal plane x-rays, 3 established indices for patella-alta were used: The Caton-Deschamps (CDI)-, the Insall-Salvati (ISI)- and the Koshino-Index (KI). In addition the moment-arms of the quadriceps femoris, the patellar-tendon length and patellar tilt relative to femur long axis were analyzed. (Abb. 1). To analyze the associations between x-ray and gait, correlational analysis were performed. We statistically controlled for the angle of knee flexion during x-ray as a co-variate using partial Spearman's or Pearson's correlations.

Ergebnis

Participants with CP patients walked 33% slower than controls (all $P<0.001$). 88% (37 of 42) displayed a minimal knee flexion > 2 SD above controls and thus walked in crouch (Abb. 2). The peak knee moments during the first and second half of stance were +20% ($P=0.037$) and +174 % ($P<0.001$) higher. The moment impulse (Nm*sec./kg) was 0.13 (SD 0.07) in the first and 0.14 (SD 0.10) in the second half of stance in children with CP, while it was 0.10 SD (0.03) and 0.02 (SD 0.01) in controls ($P=0.015$ and $P<0.001$). Larger quadriceps moment-arms in CP patients were related to faster walking ($r=0.57$, $P<0.001$) and to less knee flexion ($r=0.68$ $P<0.001$). Larger quadriceps moment arms and shorter patellar-tendons were also significantly related to a smaller knee moment impulse ($r=-0.36$, $P=0.045$ and $r=0.39$, $P=0.028$). Smaller quadriceps moment arms could be primarily explained by patellar backward tilt ($R^2=0.32$). Concerning the conventional x-ray indices, 40-100% of patients had been classified as having a patella-alta, but none of the indices was correlated to the degree of crouch gait or to the connected knee joint overloadings during walking.

Schlussfolgerung

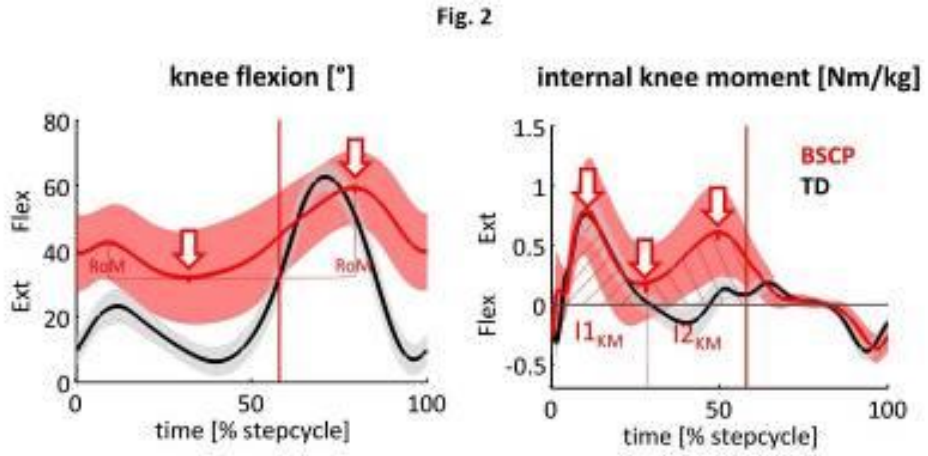
Traditional indices for patella-alta possess no informative value for walking dysfunction and should not be used to indicate surgery to correct crouch gait. Yet, smaller moment-arms are a key feature of patello-femoral pathology. They might necessitate larger muscle forces for counteracting increased external loads. Hypothetically, excessive forces within the knee extensor muscle may rotate (~tilt) the high-riding patella as reasoned by [5]. Since patellar tilt was related to a larger moment impulse this assumption may be reason-

able. In addition, due to chronic tensile stress, the patellar-tendon could be permanently stretched during crouch gait and the hypothesis about patellar-tendon creep could be valid. However, further reasons for the moment-arm reductions remain unclear. Theoretically, alterations in condyle shapes and size may be important.

[1] Choi et al. Clinics in Orthopedic Surgery 2014;6(4):426–31.
[2] Topoleski et al. JPO 2000;20(5):636–9.
[3] Sheehan et al. Archives-pmr 2012;93(8):1431–40.
[4] Sossai et al. Gait & posture 2015;41(2):658–65.
[5] Seidl et al. Orthopedics 2016;39(3):e492-7.
[6] Phillips et al. JBJS British 2010; 92(8):1045–53.

Abb. 1

Abb. 2



V 44

Biomechanische Gangcharakteristik von Unterschenkelamputierten – eine retrospektive Analyse

E. Pröbsting, T. Schmalz (Göttingen/DE), A. Hahn (Wien/DE)

Fragestellung

Eine Unterschenkelamputation bedeutet den Verlust an Beinlänge, normaler Beweglichkeit, muskulärer Kontrolle der Sprung- und kleinen Fußgelenke sowie lokaler propriozeptiver Mechanismen. Die prothetische Versorgung hat das Ziel diese Defizite zu ersetzen und einen näherungsweise physiologischen Gang zu ermöglichen. In wie weit dies möglich ist, soll mit Hilfe einer retrospektiven Analyse von Ganganalysedaten Amputierter beantwortet werden.

Material und Methode

Seit 2002 werden im Biomechaniklabor Göttingen ganganalytische Daten Amputierter mit einem VICON System erhoben. Aus diesem Datenpool wurde für jeden vermessenen einseitig unterschenkelamputierten Probanden eine charakteristische Situation identifiziert, die mit mittlerer Gehgeschwindigkeit in der Ebene durchgeführt worden ist (Abb.1).
Es wurden für jeden biomechanischen Parameter zeitnormierte Mittelwertsverläufe über alle Probanden gebildet. Ausgezeichnete Max und Min der einzelnen Parameter wurden bezüglich signifikanter Unterschiede zwischen prothetischer und kontralateraler Extremität (Wilcoxon) sowie zu einer Kontrollgruppe Nichtamputierter (U-Test) geprüft.

Ergebnis

Das Gehen des Unterschenkelamputierten (TT) ist gekennzeichnet durch reduzierte Geschwindigkeit (1,26 m/s vs. 1,43 m/s), verkürzte Schrittlänge (Prothese: 0,71m, kontralateral: 0,67, Kontrollgruppe: 0,76m) und große Asymmetrie der Standphasendauer (3%GZ vs 0,6%GZ). Die Gelenkmomente sind prothesenseitig meist reduziert. Kontralateral zeigen sich zur Kontrollgruppe kaum Unterschiede, nur das plantarflektierende Moment zu Standphasenbeginn und das knieflektierende Moment in der mittleren Standphase sind reduziert.
Kinematisch ist die Knieflexion unter Last bedeutsam, die bei 87% der TT prothesenseitig zu beobachten ist. Der Bewegungsumfang ist reduziert (11,4° vs. 17,9°).
Die prothesenseitigen Ergebnisse sind in der Abb.2 zusammengefasst.

Schlussfolgerung

Die ganganalytischen Parameter von 53 TT zeigen, dass im Vergleich zur Kontrollgruppe wesentliche biomechanische Parameter des Gangs signifikant verändert sind. Das frontale kontralaterale Kniemoment hingegen ist weitgehend identisch zur Kontrollgruppe. Somit ist im Gegensatz zu früheren Studienergebnissen [LLoydl CH; 2010 Gait and Posture] nicht von einer erhöhten Belastung dieses Gelenks auszugehen.

Vorträge

Abb. 1

Proband	Größe	Gewicht	Alter	m/w	re/li	MOB	Prothesenfuß in charakteristischer Session
1	188	99	63	m	re	2-3	1C40
2	167	69	85	m	li	2	1C40
3	181	113	48	m	re	3	Advantage DP
4	182	72	22	m	li	3-4	1C40
5	173	76	76	m	li	3	1D35
6	181	81	34	w	li	3-4	1C40
7	175	92	63	m	li	3	1D35
8	190	92	63	m	li	2-3	1C40
9	185	87	62	m	li	3	1C40
10	182	79	41	m	li	4	Triton
11	181	86	22	m	li	2	unbekannt
12	172	87	66	m	li	1-2	1D10
13	160	61	46	w	li	2	Multiflex
14	180	85	52	m	li	4	Triton
15	193	115	43	m	li	4	1C30
16	175	94	62	m	re	3	1D35
17	176	75	63	m	re	3	1C40
18	171	69	22	w	re	3	1C40
19	179	71	68	m	re	2	1D10
20	179	80	47	m	li	3	1C40
21	187	88	71	m	li	3	1C40
22	172	60	27	w	li	2-3	1C40
23	170	70	34	w	li	3	1D35
24	156	63	44	w	re	2	SACH
25	179	95	64	m	li	2-3	1D10
26	176	67	28	m	li	3	1D10
27	159	64	46	w	li	3	1C40
28	186	79	29	m	li	4	1C40
29	174	92	62	m	re	2	1D10
30	173	91	59	m	re	1-2	1A30
31	176	73	43	m	li	3-4	1D35
32	175	80.5	73	m	re	3	1D35
33	181	84	52	w	re	3	1C40
34	180	92	65	m	li	3	1C40
35	169	76.5	70	m	li	3	SACH
36	203	144	25	m	re	2-3	Ceterus
37	173	77	50	m	re	4	Triton
38	176	93.5	53	m	re	3-4	1C40
39	178	117	28	m	re	3	1C30
40	189	126	39	m	li	3	Axtion
41	168	76	37	w	re	3	Triton
42	175	88	51	m	re	3	1C40
43	174	75	43	w	li	2	unbekannt
44	176	78	44	w	li	4	Triton
45	183	113	26	m	re	4	Triton
46	165	69	47	w	re	3	Ceterus LP
47	172	72	41	w	li	4	1C40
48	156	53	40	w	re	3	Axtion
49	177	79	47	m	re	4	Triton
50	188	109	50	m	re	3-4	unbekannt
51	168	70	28	m	re	4	Joggingfuß
52	187	102	33	m	re	4	Joggingfuß
53	183	69	48	m	re	3	1C30
Mittelwert	**176.8**	**84.6**	**48.0**				
STABW	9.1	17.8	15.7				

Abb.1 Demographische Daten aller Probanden

Abb. 2

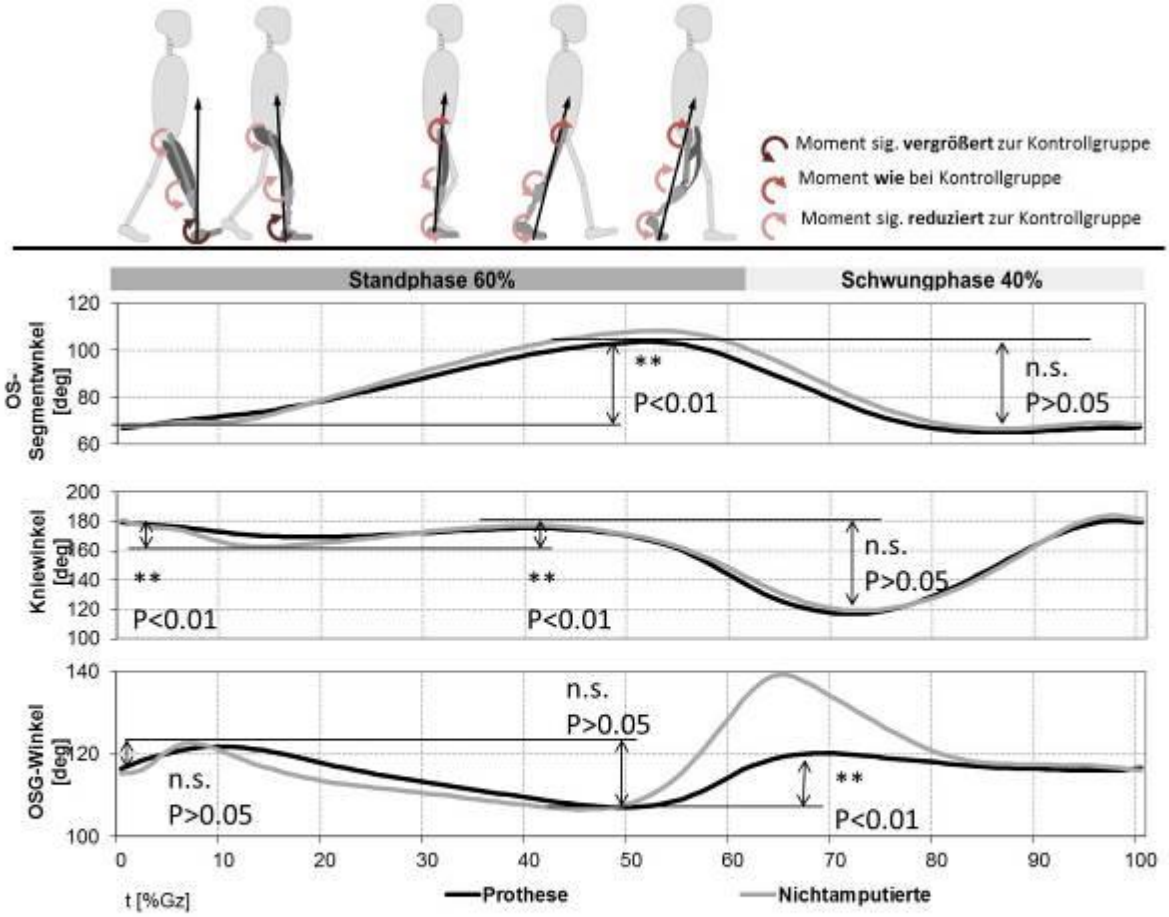


Abb.2 Zusammenfassung der biomechanischen Merkmale des Gangs von Unterschenkelamputierten (n=53) im Vergleich zu einer Kontrollgruppe Nichtamputierter (n=52). Oben sind die Veränderungen der sagittalen Momente deskriptiv dargestellt. Unten sind die Mittelwertsverläufe der sagittalen Gelenkwinkel mit den Angaben zur Signifikanz abgebildet.

V 45

Can musculoskeletal inverse kinematic modelling be confidently used for clinical movement analysis?

H. Kainz, D. Graham (Gold Coast/AU), R. N. Boyd (Brisbane/AU), D. G. Lloyd (Gold Coast/AU)
L. Modenese (Sheffield/GB), C. P. Carty (Gold Coast/AU)

→ wurde nicht präsentiert

V 46

Das Gehen auf Schrägen mit abrupt wechselnden Neigungen: Vergleich der Bewegungsmuster von Nichtamputierten und Unterschenkelamputierten anhand biomechanischer Parameter

T. Schmalz, B. Altenburg, C. Kahle (Göttingen/DE)

Fragestellung

Das Gehen in unebenem Gelände stellt für beinamputierte Patienten eine besondere Herausforderung dar. Durch die Einführung mikroprozessorgesteuerter Prothesenkomponenten sollen den Patienten hier natürlichere Abläufe ermöglicht werden. Mit Hilfe biomechanischer Parameter des Gehens auf einer speziell entwickelten Versuchsanordnung im Labor werden die Bewegungsmuster Nichtamputierter verglichen mit denen von Unterschenkelamputierten, die den Test mit einem konventionellen und einem mikroprozessorgesteuerten Prothesenfuß absolvieren.

Material und Methode

Für den Test wurde eine Schräge mit einem sich abrupt ändernden Neigungswinkel von 10° im Labor installiert (Abb. 1). Diese Anordnung wurde von 10 neurologisch und orthopädisch gesunden Nichtamputierten (NA, 23±3y, 173±8cm, 71±13kg) und 4 einseitig Unterschenkelamputierten (56±12y, 178±4cm, 79±8kg) abwärts absolviert. Dabei verwendeten die Amputierten zunächst ihren konventionellen Alltagsfuß (Triton, KF) und nach einer Probeversorgung mit 3h stündiger Adaptationszeit einen mikroprozessorgesteuerten Prothesenfuß, der wechselnde Bedingungen in Echtzeit adaptiert (Meridium, MPF). Die kinematischen Parameter eines doppelten Gangzyklus (Abb. 1) wurden unter Zuhilfenahme eines selbstentwickelten Markersatzes mit einem VICON-System erfasst, die Bodenreaktionskraft beim Neigungswechsel mit einer Kraftmessplatte bestimmt (KISTLER 9287A, siehe Abb. 1). Aus kinematischen Daten und Bodenreaktionskräften wurden die Gelenkmomente berechnet. Bei den Nichtamputierten wurden zudem die Muskelaktivitäten der großen Muskelgruppen der unteren Extremität gemessen (NORAXON TeleMyo DTS).

Ergebnis

Die biomechanischen Parameter der Nichtamputierten entsprechen beim Gangzyklus vor dem Richtungswechsel dem vom Schrägengang bekannten Bewegungsmuster [1]. Der Kontakt des entgegengesetzt geneigten Elements ist gekennzeichnet durch eine ausgeprägte Voraktivierung der Knieextensoren und ischiocruralen Muskeln, die kinematischen Daten des Knie- und Hüftgelenks ähneln dem Normalgang. Der abrupte Neigungswechsel wird fast vollständig im OSG moduliert (Abb. 1).
Das Bewegungsmuster der Unterschenkelamputierten ähnelt am Hüftgelenk dem der Nichtamputierten, das Kniegelenk verbleibt beim Neigungswechsel in einer abnorm extendierten Position (Abb. 1). Im Vergleich zu KF werden mit MPF signifikant vergrößerte Bewegungsamplituden gemessen, insbesondere bei der maximalen Dorsalextension wird ein den Nichtamputierten (15,6°) vergleichbarer mittlerer Wert registriert (MPF: 16,3°, KF: 10,8°, $p \leq 0.05$). Die Analyse der bei Neigungswechsel unter Belastung wirkenden sagittalen Gelenkmomente zeigt im Fußvergleich als auffälligstes Merkmal ein signifikant reduziertes Knieextensionsmoment mit MPF (0.42 Nm/kg vs. 0.71 Nm/kg, $p \leq 0.01$; NA: 0.36 Nm/kg).

Schlussfolgerung

Im Vergleich zu den Bewegungsmustern Nichtamputierter reagieren die Unterschenkelamputierten auf den abrupten Neigungswechsel mit einem zusätzlichen Kompensationsmechanismus, der durch eine abnorme Knieextension gekennzeichnet ist und der einem bekannten Effekt vom Treppabgehen entspricht [2]. Die konstruktiven Eigenschaften des MPF sind im Vergleich mit KF nützlich für den Unterschenkelamputierten. Die in Echtzeit geregelten angepassten Bewegungsamplituden erhöhen insbesondere durch die vergrößerte Dorsalextension die Bodenfreiheit und damit die Sicherheit des Patienten und führen zu geringeren Gelenkbelastungen. Mit diesen Eigenschaften werden die Vorrausetzungen für Nutzer von Beinprothesen, sich auch im unebenen Gelände sicher und näherungsweise natürlich bewegen zu können, deutlich verbessert.

Literatur

[1] McIntosh et al., J Biomech 39 (2006) 13, 2491-2502.
[2] Schmalz et al., Gait Posture 25 (2007) 2, 267-268.

Abb. 1

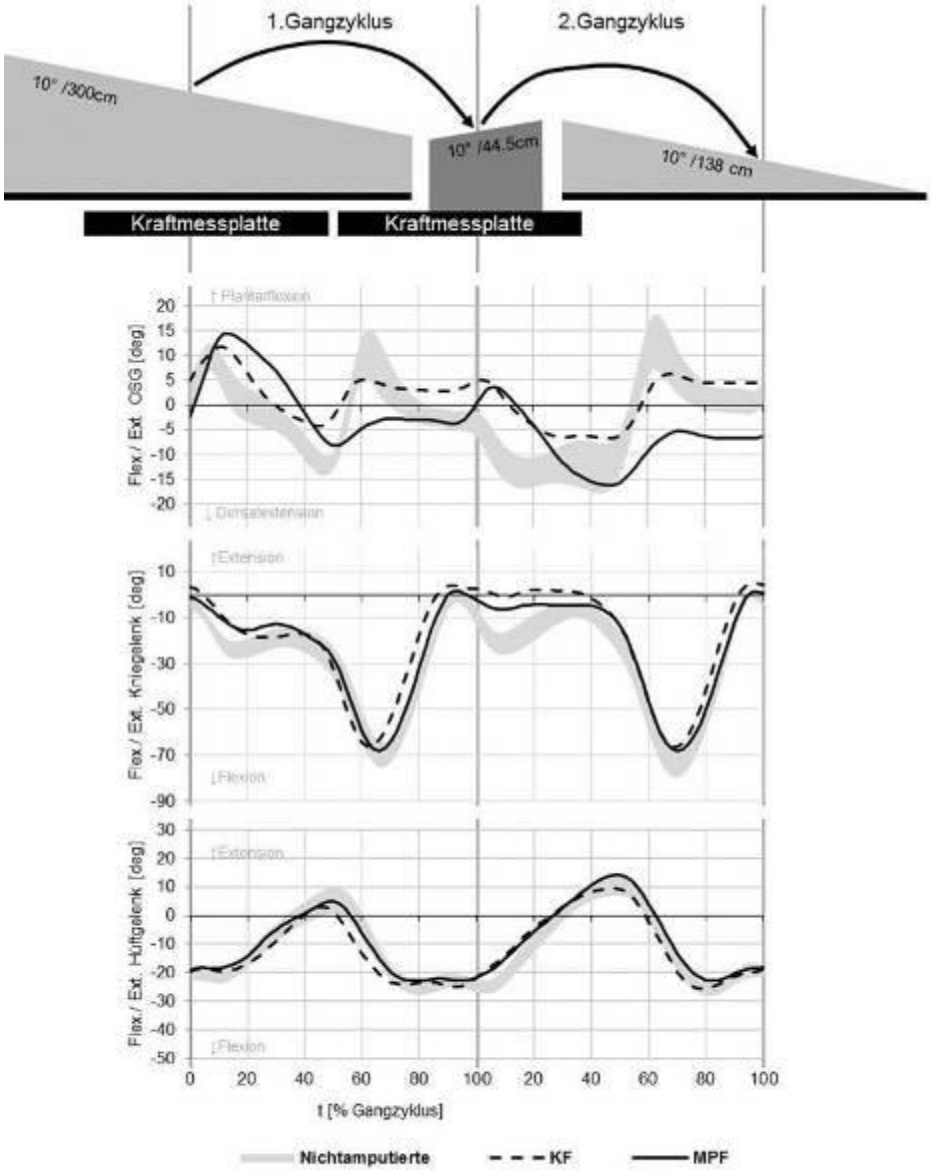


Abb. 1: Schema der Versuchsanordnung sowie sagittalen Gelenkwinkel für OSG, Knie- und Hüftgelenk (Nichtamputierte: Mittelwert±SD, Unterschenkelamputierte: Mittelwerte für KF und MPF)

V 47

Fehlende Tibiatorsionswerte führen zur Unterschätzung der Knie- und Sprunggelenk Belastung beim Gehen

M. Hartmann (Garmisch-Partenkirchen/DE), J. Merker (Garmisch-Partenkirchen, München/DE)
J. P. Haas (Garmisch-Partenkirchen/DE), A. Schwirtz (München/DE)

Fragestellung

Die Tibiatorsion (TT) besitzt große klinische Relevanz, da sowohl reduzierte als auch erhöhte Torsionswerte ein Arthrose-Risiko darstellen [1, 2]. Während des Heranwachsens entwickelt der kindliche Unterschenkel eine TT, die durchschnittlich 20° beträgt, aber zwischen ca. 0° und 40° variieren kann [1]. Die ermittelte TT hängt vom Untersucher, der Messmethode und den Bezugspunkten ab. Während manuelle Methoden Genauigkeitsprobleme aufweisen [3], verursachen exakte CT-Methoden eine Strahlenexposition. Mittels der 3D Ganganalyse (3DGA) kann die TT strahlungsfrei mit virtuellen [3, 4] oder mit realen [5] medialen Markern am Kniegelenk und oberen Sprunggelenk (SG) ermittelt werden. Die in dieser Studie verwendete Methode mit realen medialen Knie- und Sprunggelenksmarkern erwies sich als praktikabel und reliabel [5]. Die TT im PiG GAP Modell beeinflusste die Kinematik ausschließlich durch eine Verschiebung der Knierotationswerte um den eingegebenen Torsionswert [6]. In dem hier dargestellten 2. Analyseschritt soll geprüft werden, welchen Einfluss die TT auf die Drehmomente und die Power des Kniegelenks und SG hat.

Material und Methode

In die Studie wurden 20 gesunde junge Erwachsene eingeschlossen und 40 Beine analysiert (♀=11; Alter = 19.3y (±3.4); Gewicht = 65.1kg (±10.9); Größe = 173cm (±9)). Die 3DGA erfolgte mit einem Infrarotkamera System mit 8 Kameras (Vicon-MX F-40-Kameras (200Hz)) und 2 Bodenreaktionskraftmessplatten (AMTI OR6-7, 1000Hz) sowie dem PiG GAP Modell [6] mit frei gewählter Geschwindigkeit. Die TT wurde während einer Kniebeuge mit einer anschließenden maximalen (max.) Kniestreckung zum Zeitpunkt der neutralen Kniegelenkstellung oder bei Nichterreichen im Moment der max. Knieextension bestimmt. Pro Proband wurden jeweils 4 linke und 4 rechte Doppelschritte mit Kraftmessplattentreffern ausgewertet. Die Analyse erfolgte einmal mit einer TT von 0° (TT_0) und zum zweiten mit berechneter, individueller TT (TT_{IN}) [5]. Untersucht wurden die max. Knieflexionsmomente, die max. Knievarusmomente, die max. SG Dorsalextensionsmomente sowie das jeweilige ROM. Zusätzlich wurde die max. generierende Gelenkpower sowie das ROM in Knie und SG verglichen. Für den Mittelwertvergleich wurde der gepaarte t-Test ($p<0.05$) eingesetzt.

Ergebnis

Die Teilnehmer hatten eine durchschnittliche TT_{IN} von -21.7° (±6.7) und die Ganggeschwindigkeit lag bei 1.35m/s (±0.11).
Alle untersuchten Mittelwertvergleiche bezüglich der Drehmomente und der Leistung zeigten signifikante Unterschiede (vgl. Tab.1). Die Veränderung der sagittalen Kniegelenkmomente durch TT_{IN} lag sowohl beim ROM als auch beim Maximum bei -0.1 Nm/kg Körpergewicht (KG). Die Varusmomente im Kniegelenk stiegen bei der Auswertung mit TT_{IN} sowohl im Maximum als auch im ROM um 0.1 Nm/kg KG an. Im SG lagen das Maximum und das ROM trotz errechneter signifikanter Unterschiede auf gleicher Höhe. Das ROM der Knie Power stieg bei verwendeter TT_{IN} um 0.05 Watt/kg KG an und die SG Power um 0.2 Watt/kg KG.

Schlussfolgerung

Die beschriebenen Abweichungen sind auf die veränderten Knierotationswinkel durch TT_{IN} zurückzuführen. Die Verwendung der TT_{IN} beeinflusst die Kinetik insbesondere in den frontalen Momenten des Kniegelenks mit steigenden Werten, als auch in den Knieflexionsmomenten, die durch TT_{IN} niedriger ausfallen. Zudem steigt die errechnete Leistung im SG deutlich gegenüber TT_0 an.
Die Nichtverwendung der TT-Werte könnte gerade im Knie Varusmoment und in der Sprunggelenkleistung zur Unterschätzung der tatsächlichen Belastungen und Beanspruchungen führen. Aus diesem Grund sollte die TT für die 3DGA analysiert und bei der Analyse einbezogen werden. Die hier verwendete Methode stellt eine sehr rasche sowie einfache und damit empfehlenswerte Analyseform der TT dar.

Referenzen

1. Lampert, C., et al.. Orthopade, 2000
2. Wheeless. http://www.wheelessonline.com/ortho/internal_tibial_torsion
3. Rozumalski, A., et al.. Gait & Posture, 2006
4. Lucareli, P.R., et al.. Acta Ortop Bras, 2014
5. Hartmann, M., et.al.. Gait & Posture, 2016
6. Hartmann, M., et al.. Gait & Posture, 2014

Die Bewegungsanalyse wird unterstützt durch den Verein Hilfe für das rheumakranke Kind e.V., die Ironman-Hilfe Kinderrheuma und die Deutsche Kinderrheuma-Stiftung.

Abb. 1

Tab 1.: Ergebnisse des Vergleichs zwischen TT_0 und TT_{IN}

	TT_0 Mittelwert (SD)	TT_{IN} Mittelwert (SD)	TT_0 vs. TT_{IN} p Value	TT_0 vs. TT_{IN} Δ Prozent
Knie Flex/Ext Moment ROM [Nm/kg Körpergewicht]	1.44 (±0.20)	1.36 (±0.20)	<0.001	-5.7
Knie Flex/Ext Moment Max [Nm/kg Körpergewicht]	0.94 (±0.17)	0.84 (±0.17)	<0.001	-11.0
Knie Var/Val Moment ROM [Nm/kg Körpergewicht]	0.51 (±0.13)	0.62 (±0.12)	<0.001	21.4
Knie Var/Val Moment Max [Nm/kg Körpergewicht]	0.36 (±0.13)	0.49 (±0.11)	<0.001	35.9
SG Dorsi/Plant Moment ROM [Nm/kg Körpergewicht]	1.72 (±0.15)	1.72 (±0.15)	0.015	-0.1
SG Dorsi/Plant Moment Max [Nm/kg Körpergewicht]	1.53 (±0.12)	1.53 (±0.12)	0.001	-0.2
Knie Power ROM [W/kg Körpergewicht]	3.26 (±0.68)	3.31 (±0.67)	<0.001	1.5
Knie Power Max [W/kg Körpergewicht]	1.13 (±0.35)	1.14 (±0.34)	<0.001	1.7
SG Power ROM [W/kg Körpergewicht]	5.01 (±0.71)	5.20 (±0.75)	<0.001	3.8
SG Power Max [W/kg Körpergewicht]	4.11 (±0.64)	4.31 (±0.68)	<0.001	4.9

V 48

Kinematik und Kinetik in der Transversalebene bei Patienten mit Knieendoprothesen

I. Komnik, S. David, W. Potthast (Köln/DE)

Fragestellung

Biomechanische Untersuchungen zeigten in den letzten Jahrzehnten bei Patienten mit Totalknieendoprothesen (TKE) Abweichungen vom normalen Gangbild u.a. in Form von reduziertem Bewegungsausmaß im ersetzten Kniegelenk sowie geringeren Knieflexionsdrehmomenten [1]. Im Vergleich zur Sagittalebene wurde die Transversalebene hingegen nicht hinreichend genug untersucht. Die Biomechanik in der Transversalebene des künstlichen Kniegelenks ist insbesondere beim Vergleich unterschiedlicher Knieendoprothesendesigns von Bedeutung. Unter Berücksichtigung von physisch anspruchsvolleren Lokomotionsformen wie z.B. Treppensteigen könnten Gangabweichungen detektiert werden, die beim Gehen auf ebenen Untergründen nicht offensichtlich sind. Ziel dieser bewegungsanalytischen Studie war es den Einfluss von TKE und unikondylären Knieendoprothesen (UKE) beim Bewältigen von alltagsrelevanten Belastungsformen (ADL) zu untersuchen. Dabei lag der analytische Schwerpunkt vor allem auf der Kinematik und Kinetik in der Transversalebene.

Material und Methode

Unter Berücksichtigung strenger Studieneinschlusskriterien führten 37 Probanden (Tabelle 1) (TKE-Gruppe=11; UKE-Gruppe=13; gesunde Kontrollgruppe, KG=13) vier ADL aus. Diese bestanden aus ebenem Gehen (1.38 m/s ± 5%), 90°-Richtungswechsel (1.36 m/s ± 5%) sowie Treppen auf- und absteigen (fünfstufig). Reflektierende Marker (52) wurden auf die Probanden mit doppelseitigem Klebeband angebracht. Die 3D-Kinematik wurde mit zehn Viconkameras (100 Hz, Vicon, Oxford, UK) aufgezeichnet. Bodenreaktionskräfte wurden mit zwei im Boden und in zweiter und dritter Stufe integrierten Kraftmessplatten aufgezeichnet (1000 Hz, Kistler, Winterthur, SZ). Die inversdynamische Berechnung erfolgte mit dem AnyBody Modeling System™ (AnyBody Technology, Aalborg, DK) [2]. Die statistische Auswertung wurde mittels "Statistical Parametric Mapping" (SPM) durchgeführt, basierend auf der 'Random Field Theory' (http://www.spm1d.org/). Diese Methode erlaubt eine statistische Analyse von zeitnormalisierten Vektoren unter Einbeziehung des gesamten Kurvenverlaufs.

Ergebnis

Bis auf die 90°-Richtungswechselbedingung zeigte die TKE-Gruppe im Vergleich zur KG bei jeder Versuchsbedingung statistisch signifikante geringere Knieinnenrotationswinkel (KW) in der Phase der Gewichtsübernahme (siehe Abbildung 1). Die TKE-Gruppe zeigte beim Treppenabsteigen im Vergleich zur KG reduzierte KW zwischen 20-100% der Standphase. Zusätzlich generierte die TKE-Gruppe im Gegensatz zur KG vor allem beim Gehen höhere Knieinnenrotationsdrehmomente (KM, 17-32% der Standphase). Zu keinem Zeitpunkt konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der TKE-und UKE-Gruppe festgestellt werden. Beide Knieendoprothesengruppen zeigten insbesondere bei physisch anspruchsvolleren Bedingungen ähnlich reduzierte KW im Vergleich zur KG, wobei die TKE-Gruppe diese Einschränkung in einem größeren Ausmaß präsentierte.

Schlussfolgerung

Eingeschränkte KW könnten u.a. von der konkaven Form des Tibiainlays ausgehen. Dies würde allerdings die Verminderung der KW in der UKE-Gruppe beim Treppen ab- und aufsteigen nicht erklären, da das Tibiainlay in der UKE-Gruppe flach war. Somit könnten weitere Faktoren wie z.B. eine stärkere Kokontraktion des M. biceps femoris eine Rolle spielen, der die Tibia in der Innenrotation einschränken kann. Die Kombination aus verminderten KW und höheren KM übt einen stärkeren Rotationswiderstand auf die Schnittstelle zwischen Tibiaplateau und Knochen aus. Dieser Aspekt kann zu einer 'Torsional Migration' des Tibiaplateaus in der Transversalebene beitragen und hat somit einen möglichen Einfluss im Hinblick auf Implantatlockerungen [3].

1. Milner CE. Is gait normal after total knee arthroplasty? Systematic review of the literature. J Orthop Sci. 2009;14(1)2. Lund ME et al.. Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. Intern Biom. 2015;2(1). 3. Kraemer WJ et al.. Micromotion secondary to axial, torsional, and shear loads in two models of cementless tibial components. J Arthroplasty. 1995;10(2).

Abb. 1

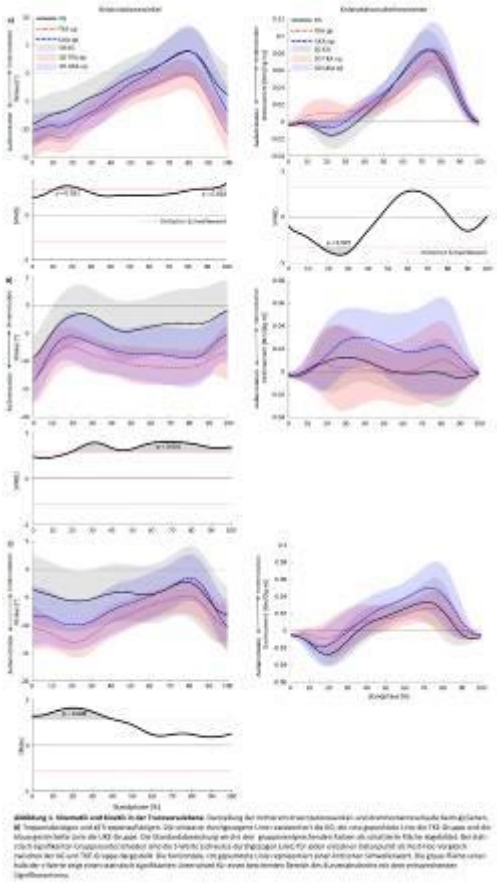


Abb. 2

Tabelle 1. Probandencharakteristika.

Gruppe	Masse [kg]	Höhe [m]	BMI [kg/m²]	Alter	männlich/weiblich	operiertes Knie
KG	68.7 ± 10.4	1.67 ± 0.1	23.6 ± 2.7	57.6 ± 6	6/7	-
TKE	82.1 ± 9.7*KG-TKE	1.73 ± 0.1	27.5 ± 1.9*KG-TKE	60 ± 8.8	7/4	4 links/7 rechts
UKE	80.4 ± 9.6*KG-UKE	1.7 ± 0.1	27.7 ± 2*KG-UKE	60.5 ± 7.8	7 /6	5 links/8 rechts

* Verdeutlicht einen statistisch signifikanten Unterschied ($p<0.05$).

V 49

Functional nerve recovery in rats after injury

C. Hansen (Doha/QA), T. Dinis, K. Ben-Mansour, K. Belanger, D. Bresson, G. Vidal (Compiegne/FR)
C. Egles (Compiegne, Boston/FR), F. Marin (Compiegne/FR)

Fragestellung

The purpose of this study is to test if nerve growth after transection can be improved using artificial nerve guides. Rats underwent sciatic nerve sectioning followed by reconstructive surgery. The histological analysis showed the reorganization of nerve tissue into the nerve while functional tests showed no significant improvement.

Recovery from peripheral nerve injuries is a long process and the new developments in bioengineering have improved surgical procedures as e.g. nerve guidance. Damage of the peripheral nervous system (PNS) influences movement and may even result in a loss of motor functionality [1]. The progress of sciatic nerve recovery has mainly been reported via histological results but motor tests could also shed light into the functional nerve recovery. The objectives of this study were twofold: firstly to evaluate the effect of sciatic nerve injury in rats during a functional movement task, and secondly to compare the healing process with a non-operated, healthy control group. We investigated the effectiveness of artificial silk-based nerve graft in nerve recovery using both histological and functional tests.

Material und Methode

Rats underwent sciatic nerve sectioning followed by reconstructive surgery. The sciatic nerve was substituted with an artificial silk guide. 3-D motion capture of three and six months of an over ground walking task and histological analyses after six months were performed. Stride length and foot clearance [2], were computed with a custom written Matlab"s routine (MathWorks, Inc., Natick, MA). The stride length was defined as the distance between the fifth metatarsal head markers of the hindlimb in two consecutive steps and normalized to body height. Stride clearance was defined as the maximal height of the fifth metatarsal head marker of the hindlimb during each step and normalized to body height.

Ergebnis

The functional nerve recovery showed significant differences between the operated and non-operated sides of the rat, but no differences in their walking patterns during the recovery period. The step clearance and step length improved but were not comparable to the control group. The histological analysis showed the reorganization of nerve tissue into the nerve as well as the presence of multiple neuronal extensions.

Schlussfolgerung

Sciatic nerve transection and reconstruction shows conflicting results. While the histological results show advanced nerve recovery, the functional (walking pattern) results show strong differences with the control group and therefore no definitive movement recovery.

Abb. 1

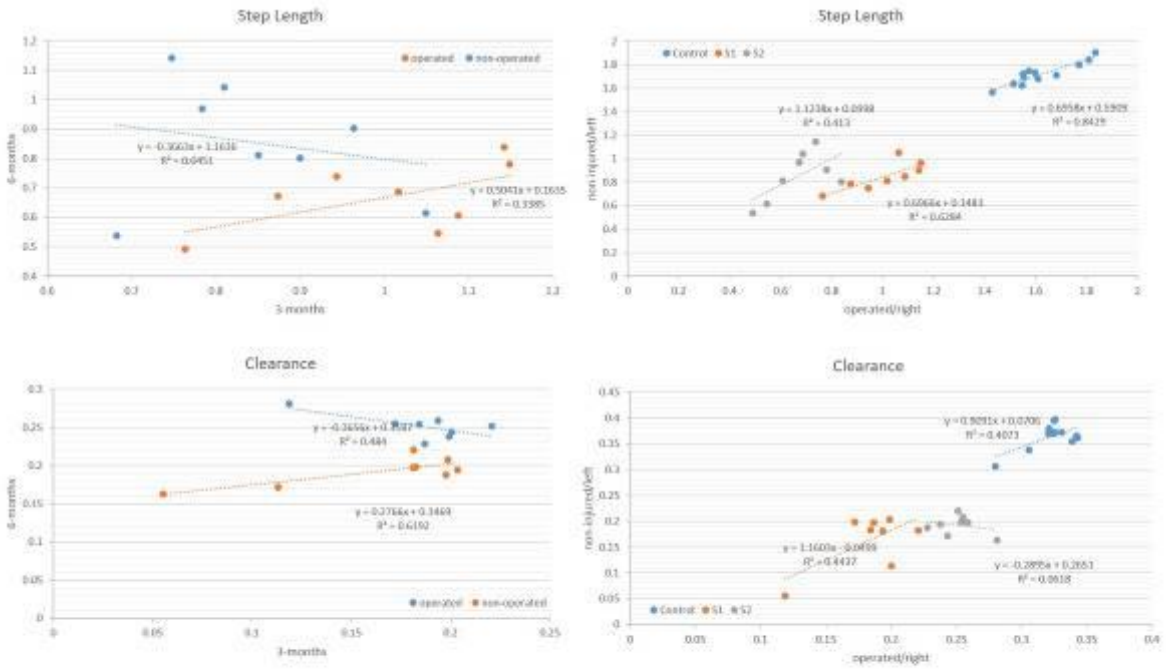


Figure 1: a) The comparison between 3 and 6-months post-surgery shows an increase of step length of the operated leg and a decrease of the non-injured leg. It seems that both the operated and the non-injured leg step lengths align. b) Comparing the differences between the operated and non-injured leg at both time points individually the operated rats and the control group show differences within the step length. c) The comparison between 3 and 6-months post-surgery shows an increase of step clearance of the operated leg and a decrease of the non-injured leg. Both the operated and the non-injured leg align the step clearance. d) Comparing the differences between the operated and non-injured leg at both time points individually the operated rats and the control group show differences within the clearance.

Session 8 • Endoprothetik, Orthopädietechnik, Freie Themen

V 50

Deformation der Oberflächenstruktur von Metallkonen unter quasi-statischer und dynamischer Belastung

K. L. Häußler, L. Butenschön, M. Flohr, R. Preuß (Plochingen/DE)

Fragestellung

Die Fügekraft, um einen Kugelkopf mit dem Schaft zu verbinden, stellt einen wichtigen Parameter in der Ausbildung von Fretting-Korrosion dar [English et al. (2016)]. Während des Fügeprozesses verformen sich die Oberflächenstrukturen der zumeist durch einen Drehprozess gefertigten Schaftkonen. Diese Deformation trägt entscheidend zur Klemmung des Kugelkopfes auf dem Konus bei. Bisher ist nur sehr wenig bezüglich dieser Deformationen und ihrer Rolle bei der Entwicklung von Korrosion und Verschleißvorgängen in der Schnittstelle bekannt. Daher war das Ziel dieser Studie, anhand experimenteller Untersuchungen, die Deformationen der Oberflächenstrukturen nach dem initialen Fügeprozess zu beschreiben.

Material und Methode

36 Konen dreier verschiedener Materialien gemäß ISO 5832-3 (Titan), ISO 5832-9 (Stahl), ISO 5832-12 (Kobalt-Chrom) und 36 keramische Kugelköpfe wurden unter quasi-statischer (4 kN) und dynamischer Belastung (3.7±0.3 kN) axial gefügt. Vor und nach dem Fügen wurden jeweils 4 Linienprofile im 90°-Versatz auf der Konusoberfläche gemessen. Durch den Vergleich der Linienprofile vor und nach Belastung konnten dann die jeweiligen Höhenunterschiede der Profilspitzen und der Flächeninhalt unterhalb der aufgenommenen Linienprofile berechnet und verglichen werden. Beide Parameter geben einen Einblick in das Deformationsverhalten der Oberflächenstruktur. Zusätzlich wurde die Einsinktiefe der Konen gemessen und eine Einsinkrate hinsichtlich der leicht variierenden Fügekräfte berechnet. Mit Hilfe von flüssigem Stickstoff wurden die Konen nach Belastung kraftfrei von den Kugelköpfen gelöst. Dadurch wurden weitere Deformationen der Oberfläche vermieden. Mittels Wilcoxon-Rangsummentest wurden die Daten statistisch ausgewertet ($p<0,05$).

Ergebnis

Die Einsinkraten für die verschiedenen Konusmaterialien zeigten jeweils signifikante Unterschiede zwischen statischem und dynamischem Fügen. Für das statische Fügen wurde lediglich ein signifikanter Unterschied zwischen Titan und Stahl gefunden (Abbildung 1). Höhere Einsinkraten wurden jedoch bei dynamischem Fügen gefunden. Von proximal nach distal nahmen die Höhenunterschiede der Profilspitzen ab und waren jeweils größer bei dynamischem Fügen (Abbildung 1). Die größten Deformationen wurden für Titan gefunden, während Stahl und Kobalt-Chrom ähnliche Werte zeigten. Die Flächeninhalte zeigten für Stahl annähernd keine Änderungen, während Titan und Kobalt-Chrom deutliche Unterschiede zeigten (Abbildung 2).

Schlussfolgerung

Diese Studie beschreibt das Deformationsverhalten der Oberflächenstruktur der Konusoberfläche für 3 typische Schaftmaterialien. Da Titan unter den hier verwendeten Konusmaterialien den niedrigsten E-Modul aufweist, scheint es schlüssig, dass hier die größten Einsinktiefen und Höhendifferenzen gefunden wurden. Titan zeigte ebenso die größten Differenzen der Flächeninhalte vor und nach Belastung, was als Materialabtrag interpretiert werden kann. Im Gegensatz zeigten die Stahlkonen die geringsten Unterschiede der Flächeninhalte, die niedrigsten Einsinkraten und die niedrigsten Höhenunterschiede zwischen den Profilspitzen. Diese Ergebnisse werden durch kaum feststellbaren Metallübertrag auf den keramischen Kugelköpfen bestätigt. Die entsprechend niedrigen Einsinkraten können auch durch die Reibeigenschaften beeinflusst worden sein, da Stahl auf Keramik den höchsten Reibbeiwert zeigt [Fessler und Fricker (2016), Qu et al. (2005)]. Die Ergebnisse liefern einen Einblick in das mechanische Verhalten der Oberflächenstruktur dreier häufig implantierter Konusmaterialien und werden für die Kalibrierung von Finite-Elemente-Modellen zur Untersuchung der Kontaktmechanik und Verschleißprozessen verwendet.

Abb. 1

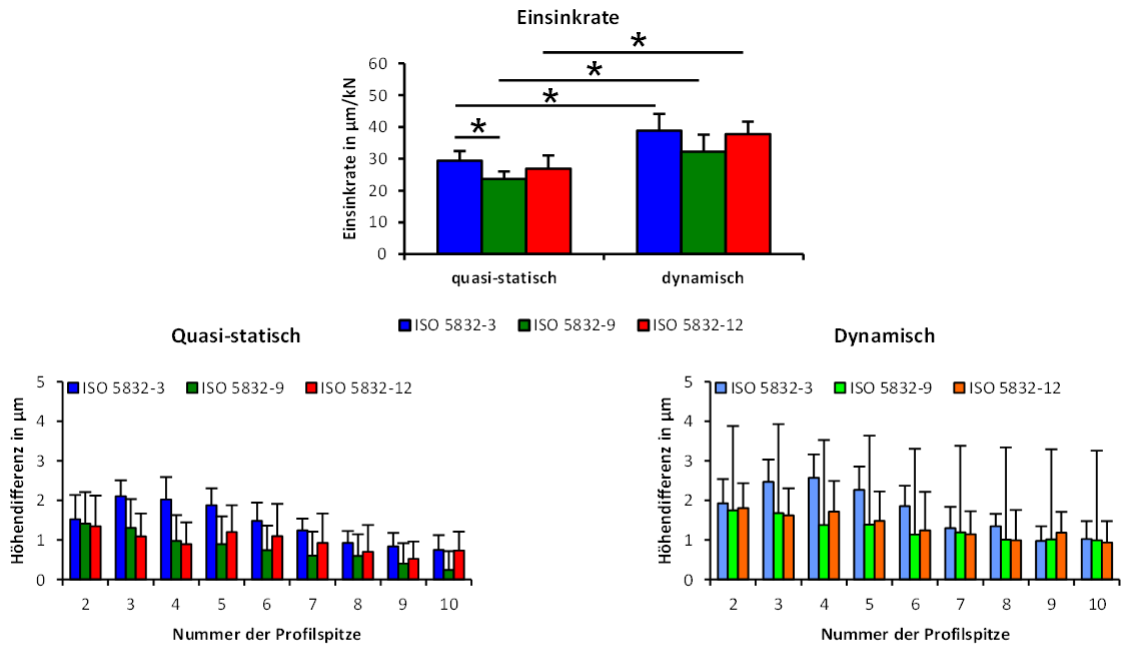


Abbildung 1: Oben: Mittelwerte und Standardabweichungen der Einsinkrate für die drei verschiedenen Konusmaterialien bei statischem und dynamischem Fügen (p<0,05); unten: Mittelwerte und Standardabweichungen der Höhendifferenzen für die Profilspitzen 2-10 der drei verschiedenen Konusmaterialien bei statischem (links) und dynamischem Fügen (rechts). Die Profilspitze 2 befindet sich am proximalen Konusende.

Abb. 2

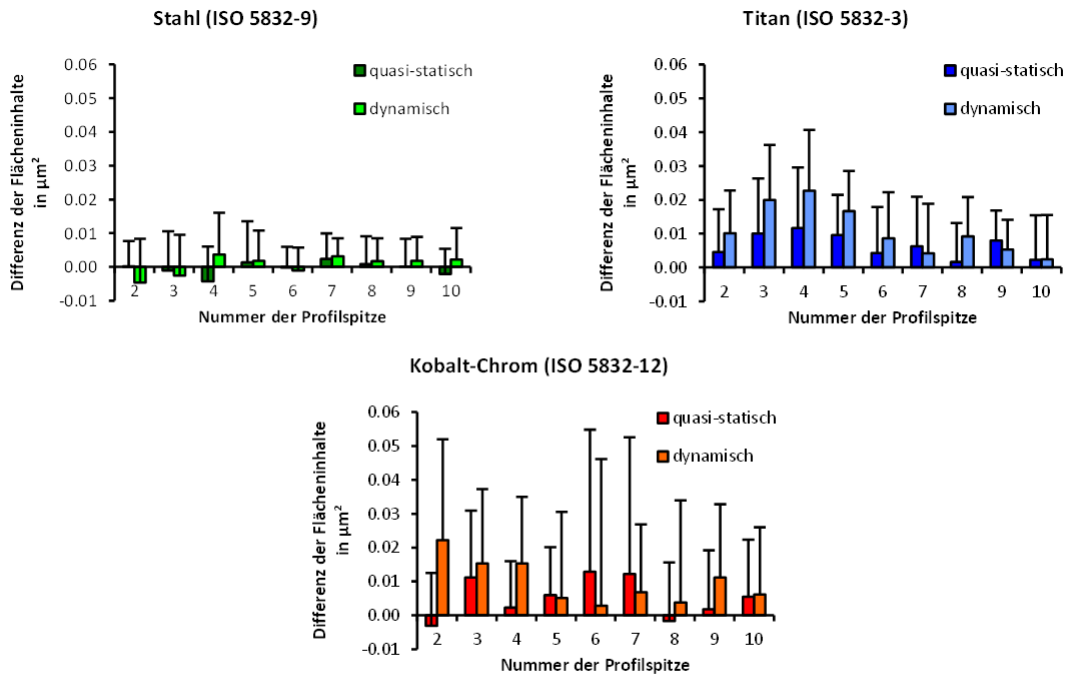


Abbildung 2: Mittelwerte und Standardabweichungen der Unterschiede der Flächeninhalte für die Profilspitzen 2-10 der drei verschiedenen Konusmaterialien (oben: Titan und Stahl; unten: Kobalt-Chrom) bei statischem und dynamischem Fügen. Profilspitze 2 befindet sich am proximalen Konusende.

V 51

Einfluss der trabekulären Struktur auf die Festigkeit der Zement-Knochen-Grenzfläche

K. Nagel (Hannover, Hamburg/DE), N. E. Bishop (Hamburg/DE), U. J. Schlegel (Stufftgart/DE), K. Püschel
M. M. Morlock (Hamburg/DE)

Fragestellung

Bei zementierten tibialen Knieendoprothesen ist die initiale Festigkeit der Verankerung einer der Faktoren für die Vermeidung von aseptischer Lockerung [1]. Die Festigkeit ergibt sich entweder aus der Festigkeit des Formschlusses des Zements mit den Trabekeln [1], der Festigkeit des Zement-Implantat-Interfaces oder der Zementfestigkeit selbst. Im besten Fall ist die Verankerung so fest, dass es bei Auszugsversuchen nicht zum Versagen am Zementmantel sondern direkt im Knochen selber kommt. Ziel dieser Untersuchung war die Bestimmung der Zement- und Knochenparameter, die ein rein knöchernes Versagen zur Folge haben.

Material und Methode

Aus vorhergehenden Studien mit humanen Tibiae stand die qCT-Knochendichte von n = 23 Testungen zur Verfügung, bei denen entweder Versagen im Knochen unter dem Zementmantel (BULK). oder Versagen am Zementmantel (INTERFACE) auftrat. Zusätzlich wurde für n = 6 native Tibiae die Knochendichte mittels qCT sowie die Porengröße (Tb.Sp) der trabekulären Struktur im tibialen Plateau mittels µCT bestimmt. Eine Regressions-Gleichung für den Zusammenhang zwischen Knochendichte und Tb.Sp wurde verwendet, um Tb.Sp für die 23 Tibiae aus der Auszugstestung abzuschätzen. Die relative Zementeindringtiefe (ET) wurde aus dem Verhältnis von Zementeindringtiefe zu Tb.Sp berechnet, zwischen INTERFACE- und BULK-Versagen verglichen (t-Test) und der Grenzwert von ET welcher zu BULK-Versagen führte, mittels ROC-Analyse bestimmt.

Ergebnis

ET bei INTERFACE-Versagen (0,89; SD ± 0,24) war kleiner als die bei BULK-Versagen (2,13; SD ± 0,75; $p < 0{,}001$). Ab einem Grenzwert von 1,3facher Porengröße kam es zu BULK-Versagen (Fehlerrate = 7,1%).

Schlussfolgerung

Wenn die Zementeindringtiefe mindestens das 1,3fache der trabekulären Porengröße beträgt, sind ausreichend horizontale Trabekel vom Zement umschlossen. Auftretende Lasten können somit vollständig auf den Knochen übertragen werden und es kommt zu BULK-Versagen.
Druckspülung des Knochens ermöglicht eine ausreichende Eindringtiefe [2]. Eine weitere Erhöhung durch andere Techniken ist im Hinblick auf die Kraftübertragung nicht notwendig.

1. Walker et al., Control of cement penetration in total knee arthroplasty, Clin Orthop Rel Res, 185 (Mai) 1984
2. Schlegel et al., Pulsed Lavage Improves Fixation Strength of Cemented Tibial Components, Int Orthop, 35 (8) 2010

V 52

Charakterisierung des Versagensverhaltens humaner Fascia thoracolumbalis im Zugversuch unter Verwendung transversaler Klemmsysteme und partieller Plastination der Proben

B. Fischer, H. Steinke, S. Schuberth, S. Kurz (Leipzig/DE)

Fragestellung

Die vielfältigen strukturellen und funktionellen Parameter der Faszien sind bisher nur unzureichend erforscht, jedoch essenziell für ein umfassendes Verständnis der konkreten biomechanischen Lastverhältnisse im menschlichen Körper. Strukturell bestehen diese Gewebe makroskopisch aus einem scherengitterartigen Netzwerk von organischen Fasern. Mit zunehmender Dehnung einer Faszie kommt es zu einer Ausrichtung der Fibrillen in Dehnungsrichtung sowie einer damit verbundenen Zunahme des Elastizitätsmoduls (E-Modul). Das Verformungsverhalten von Faszien ist in Abhängigkeit von der Grundorientierung des scherengitterartigen Kollagennetzwerks stark anisotrop. Jedoch sind zur Testung von Sehnen, Bändern und Faszien Standard-Zugprüfverfahren im Einsatz, ungeachtet der Problematik, dass diese aufgrund der anisotropen Struktur und des Verformungsverhaltens dieser Gewebe nicht geeignet sind, wie jüngst gezeigt wurde (Sichting et al. 2015)

Material und Methode

Untersucht wurde humane Fascia thoracolumbalis, welche in frischem Zustand freipräpariert wurde. Nach Feststellung der Orientierung der Kollagenfibrillen wurden die Faszien zugeschnitten und für die Testung in den Randbereichen plastiniert. Dabei wurde ein Verfahren zur Plastination verwendet, welches u.a. von Steinke et al. zur Fixierung von Weichgewebe schon mehrfach erfolgreich angewandt wurde (Steinke et al. 2012; Sichting et al. 2015). Dies diente der sicheren Fixierung der Klemmzonen, um den Probenschlupf zu minimieren und gleichzeitig den Prüfbereich nicht zu verändern. Zur Hemmung der starken Querkontraktion der Proben wurden diese mit transversalen Klemmsystemen fixiert, ohne den Prüfbereich zu verzerren. Die Zugprüfung der Proben erfolgte bis zum Versagen entlang der Hauptfaserrichtung zum Musculus latissimus dorsi. Die zweite Hauptfaserrichtung verlief dabei in einem 30°-Winkel zur Prüfrichtung.

Ergebnis

Die Testungen wurden mit einem Abfall der Spannung auf 70% der gemessen Maximalspannung beendet. Bei allen geprüften Faszienproben lag die Versagenszone im nichtplastinierten Prüfbereich und verlief in den Proben entlang der zweiten Hauptfaserrichtung, welche um 30° versetzt zur Prüfrichtung lag, in Folge einer Delamination der Fibrillen untereinander. Die transversale Fixierung verhinderte bei allen Proben ein Kontrahieren und gewährleistete über die gesamte Testdauer hinweg einen konstanten Probenquerschnitt.

Schlussfolgerung

Die partielle Plastinationstechnik ermöglicht unter Verwendung transversaler Klemmsysteme eine Adaption bestehender Zugprüfverfahren zur Testung von humaner Fascia thoracolumbalis. Die Testreihe bestätigt die Theorie, dass ein wesentlicher Faktor in der Lastübertragung in humanen Faszien die Anisotropie der kollagenen Hauptfaserrichtungen ist. Entlang dieser Hauptrichtungen sind die Gewebe wenig dehnbar und sehr fest, sie versagen jedoch deutlich schneller, wenn der Vektor des Lasteintrags nicht entlang der Faserhauptrichtung liegt.

Literaturverzeichnis

Sichting, Freddy; Steinke, Hanno; Wagner, Martin F-X; Fritsch, Sebastian; Hädrich, Carsten; Hammer, Niels (2015): Quantification of material slippage in the iliotibial tract when applying the partial plastination clamping technique. In: Journal of the mechanical behavior of biomedical materials 49, S. 112–117. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2015.04.028.

Steinke, Hanno; Lingslebe, Uwe; Böhme, Jörg; Slowik, Volker; Shim, V. B.; Hädrich, Carsten; Hammer, Niels (2012): Deformation behavior of the iliotibial tract under different states of fixation. In: Medical engineering & physics 34 (9), S. 1221–1227. DOI: 10.1016/j.medengphy.2011.12.009.

V 53

Osseointegrierte, percutan ausgeleitete Implantate zur Rehabilitation nach Oberschenkelamputation – über das Endo-Exo-Implantationssystem®

M. Örgel, C. Krettek, H. Aschoff (Hannover/DE)

Fragestellung

Sind osseointegrierte, percutan ausgeleitete Implantate - über das Endo-Exo-Implantationssystem® geeignete Verfahren zur Reahbilitation Oberschenkelamputierter Patienten?

Material und Methode

In der Zeit von August 1999 - Oktober 2016 wurden bei 104 Patienten insgesamt 110 EE-Femurprothesen implantiert (6 x bilateral amputiert). Das Implantat wird im Gießverfahren aus einer CoCrMo-Lefierung gefertigt, welches Titannitrid beschichtet wird. Dabei erfolgte im ersten Schritt die Implantation des intramedullären Moduls mit anschließendem Wundverschluß. Nach sicherer Osseointegration des Endomoduls nach 6 Wochen wurde in einem 2. Operationsschritt der Hautdurchtritt mit Andocken der die Exoprothetik aufnehmenden Bauteile durchgeführt.

Ergebnis

Die Retrospektive Analyse hat gezeigt, dass bei 110 Implantationen insgesamt 324 Operationen erforderlich waren. Davon entfallen 220 auf das zweizeitige Implantationsverfahren. Die verbleibenden 104 operativen Eingriffe waren Weichteilproblemen an der Hautdurchtrittstelle, 7 Frakturversorgungen, 8 Explantationen mit 3 Reimplantationen sowie kleineren Korrekturen an den Prothesenbauteilen geschuldet. Der Infektionsproblematik konnte durch eine Designänderung der Bauteile begegnet werden. Von 01/2010 – 10/2016 wurden lediglich nur noch 12 unerwünschte chirurgische Eingriffe erforderlich. Ebenfalls zeigte sich, dass selbst langwierige Weichteilinfekte des distalen Femurendes nicht zwingend zu einer aufsteigenden periprothetischen Infektion führen. Im Hinblick auf Trage- und Bedienungskomfort der Prothetik, die Rückgewinnung der "Osseoperception", sowie die erhebliche Steigerung der Mobilität, zeigte sich eine hohe Patientenzufriedenheit. Bei der Versorgung mittels der knochengeführten Prothese ist die Achsausrichtung des Prothesenaufbaus wichtig und bedarf einer spezifischen Handhabung, um ein optimales Gangbild zu erreichen.

Schlussfolgerung

Die Knochen geführte, percutan ausgeleitete Prothtetik zur Rehabilitation nach Oberschenkelamputation kann nach der vorliegenden Datenlage als ausreichend sicher angesehen werden. Sie stellt somit eine wertvolle Behandlungsoption für ansonsten nicht befriedigend zu rehabilitierender Patienten nach Oberschenkamputation dar.

V 54

Quantifizierung und Bewertung von Belastungen bei der Kabelbaummontage und Simulation einer Entlastung durch ein Unterstützungssystem

R. Benker (Köln/DE), K. Heinrich (Remagen/DE), G. P. Brüggemann (Köln/DE)

→ wurde nicht präsentiert

V 55

Verification of the accuracy of an optical, non-contact 3D measurement system for biomechanical investigations

M. Winkler (Murnau/DE), P. Augat (Murnau, Salzburg/DE)

Fragestellung

The ARAMIS (ARAMIS 5M, GOM GmbH, Braunschweig, Germany) system is often used in biomechanical studies to measure 3D displacements of fracture fragments or to detect fracture gap movements which can influence bone healing. The measuring principle of the stereo camera system is tracking point markers based on triangulation. The aim of the study was, to determine the accuracy of measuring 3D displacements in three translational degrees of freedom. We hypothesized, that the measurement accuracy depends on the distance of the object from the focus of the cameras.

Material und Methode

The ARAMIS System was equipped with two sensors with a focal length of 12 mm on a 300 mm fixed base. The optimal image sharpness as well as the optimal aperture values were adjusted. The calibration process was done according to the manufacturer"s instructions. For the measurements a tracking point was placed on a milling machine (Deckel FP2, Friedrich Deckel AG, Munich). The focus of the cameras was set at the tracking point. The machine table was moved in each translational direction step by step. Every 5 mm five measurements were done to compare the machines" displacement values with the measured values of the stereo camera system. For the orientation of the coordinate system the trajectory the marker points created during the movement was used. With this approach it was possible to detect displacements of ±200 mm in the horizontal (x) and vertical (z) direction and ±100 mm in the sagittal (y) axis.

Ergebnis

For the evaluation of the results Bland Altman Plots were used. The differences of motion between the position sensors of the milling machine and ARAMIS 5M were plotted against the average values of both systems. The horizontal displacement shows a linear course (regression approach with $R^2 = 0.9995$) with a deviation of 10 µm at the focus point and up to 500 µm deviation at ±200 mm. The values for the motion in the sagittal plane show a linear course (regression approach with $R^2 = 0.8449$) with the smallest difference of around 2 µm at a measuring point 80 mm behind the focus of the sensors and the biggest deviation of around 80 µm at the +100 mm position towards the lenses. All deviations of the values in the vertical direction were under 30 µm without any systematic variation.

Schlussfolgerung

Using the ARAMIS 5M motion tracking system provides a very accurate way to measure 3D motions for biomechanical studies with accuracies typically better than ±50 µm. However, it is important to set the focus of the sensors close to the area of interest, because the accuracy significantly decreases with increasing distance from the focus volume.

V 56

Experimental Evaluation of Accuracy and Precision of RSA Measurements of the Lumbar Spine

M. C. Keller, C. Hurschler, M. Schwarze (Hannover/DE)

Fragestellung

The intervertebral mobility of patients suffering from lower back pain was accessed by roentgen stereophotogrammetry (RSA) in several studies [1]. In comparison to the conventional Cobb approach, range of motion attained by RSA was found to be dissimilar [2]. This mismatch demands an examination of the accuracy and precision of RSA to prove RSA usage as a gold standard is justified. Since the spinal region is surrounded by a relatively large volume of soft tissue introducing scatter to the X-ray beams, the purpose of this study was to examine the accuracy and precision of RSA of the lumbar spine in a controlled in-vitro setting.

Material und Methode

A total of ten tantalum beads (diameter: 1mm) were attached to L3 and L4 vertebrae of a donated human spine by bone cement according to clinical distribution [2]. Carbon mounts on a multi axis micromanipulator tilted the vertebrae relative to one another which allows for imitation of physiological movements Flexion/Extension (FLX), Lateral Bending (LAT) and Internal Rotation (INT). Soft tissue was simulated by a Nylon 6 cylinder featuring a notch for the vertebrae.

For each axis of rotation and nominal focal spot values (0.6mm and 1.2mm) six repetitions of three conditions were conducted: reference, zero relative motion (zrm) after no changes had been made, and relative motion (rm) after respective tilt: 5.23° FLX, 5.23° LAT, 2.62° INT. Motion was determined between rm and reference scene.

The software Model-based RSA V 3.31 (Medis specials bv., Leiden, Netherlands) was used for analysis of x-ray data.

Ergebnis

All 208 scenes and motions were evaluable through reconstruction of all ten vertebra markers. Altogether, evaluation parameters were generally similar to those of fairly-high-quality clinical RSA images of the lumbar spine.

Flexion/Extension, as axes of most relevance in spine diagnostics, showed the following results: arithmetic means of deviation were lower using the smaller focal spot in zrm (F0.6: 0.083° SD: 0.041°; F1.2: 0.152° SD: 0.058°) and in rm (F0.6: 0.071° SD: 0.040°; F1.2: 0.138° SD: 0.111°) Confidence intervalls were also less wide using the small focal spot in both zrm (F0.6: 0.065°; F1.2: 0.093°) and rm (F0.6: 0.065°; F1.2: 0.178°). Rather high maximum deviations occurred in Flexion/Extension using the larger focal spot, including the single highest (0.384°, rm). The largest discrepancy of an arithmetic mean and the corresponding true value (0.178°, SD: 0,040°) appeared in internal rotation relative motion using the larger focal spot. In terms of focal spot size the overall results are inconsistent as the use of the smaller focal spot did not result in lower deviations in all axes.

Schlussfolgerung

The results break down to an accuracy of 0.138°, SD: 0.111° and a precision of 0.093° suggesting RSA to be a sufficient method to analyse motion of the lumbar spine. The findings of the larger focal spot are relevant because this is the one generally used in the clinical field, since generating high doses by a small focal spot induces heat stress into the anode material of the x-ray tube. The focal spot size seems to have an effect primarily on Flexion/Extension. Since this is the most relevant axis of rotation in spine diagnostics, the influence of the focal spot size could be investigated further to maximize clinical benefit from RSA [2].

References

[1] Selvik; Acta Orthop Scand 60 (Suppl 232): 1-59, 1989
[2] Daentzer et al.; Int Orthop and Rehab 1: 30-38, 2014

Abb. 1

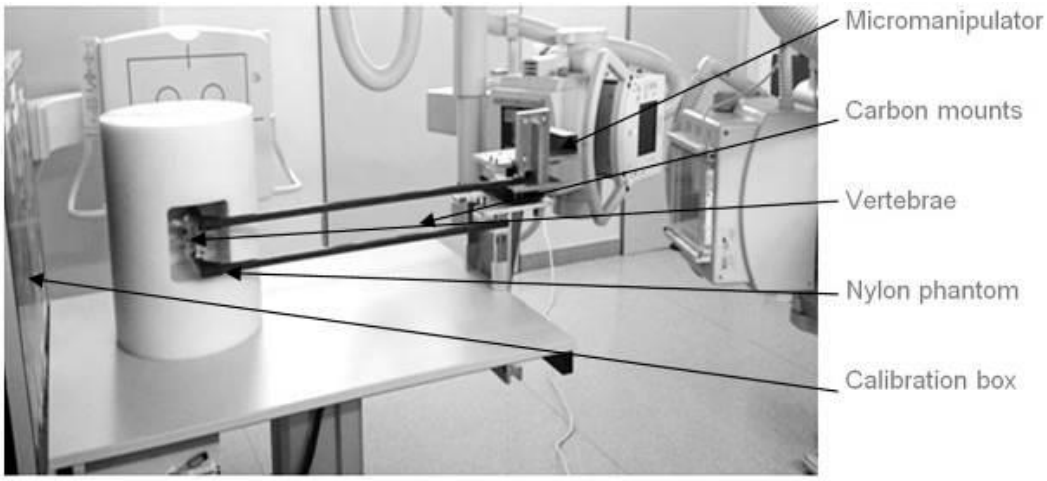


Figure 1: X-Ray Setup Flexion/Extension

Abb. 2

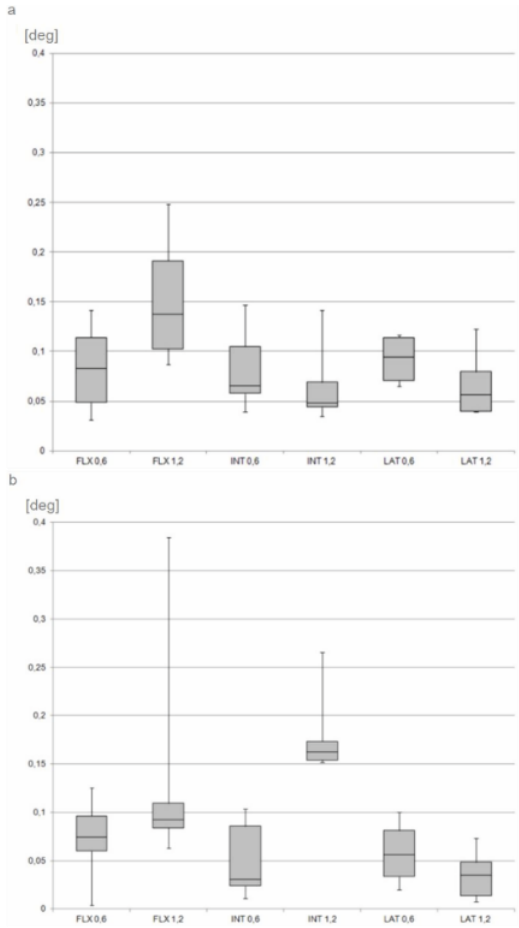


Figure 2: Deviation between measured value and adjusted value at Zero Relative Motion (a), and Relative Motion (b), using nominal focal spot values 0.6 and 1.2 in Flexion/Extension (FLX), Internal Rotation (INT), and Lateral Bending (LAT).

Session 9 • Sport

V 57

Changes in cartilage biomarker levels during a transcontinental multistage footrace over 4486 km

A. Mündermann, C. Nüesch, C. Klenk (Basel/CH), C. Billich (Ulm/DE), T. Nickel (München/DE)
G. Pagenstert, A. Schmidt-Trucksäss (Basel/CH), U. Schütz (Ulm, Ravensburg/DE)

Fragestellung

Serum concentrations of cartilage biomarkers are frequently used as surrogates for cartilage turnover, and these concentrations respond to physiological load. For instance, serum concentrations of cartilage oligomeric matrix protein (COMP) have been related to cartilage degeneration [1], and load-induced changes in serum COMP predict changes in cartilage thickness in patients with knee osteoarthritis [2]. Moreover, COMP levels increase after exercise bouts of walking [3] and running [4]. Previous studies have shown that COMP levels continue to increase throughout prolonged running races Other cartilage biomarkers include metalloproteinases (MMP) and markers for collagen synthesis and degradation (C2C and CPII). The purpose of this study was to determine changes in cartilage biomarkers during a multistage ultramarathon race.

Material und Methode

Of the 67 runners in the 4486 km multistage ultramarathon without any rest days from the South of Italy to the North Cape, serum COMP levels were determined in 38 runners (4 female; mean ± 1 standard deviation; age, 49.0 ± 10.7 years; height, 174 ± 8 cm; body mass start, 70.2 ± 10.2 kg, body mass finish, 65.2 ± 8.5 kg) after providing written informed consent for this study. Serum samples were collected within 4 days prior to the race and on days 15 (1002 km run), 31 (2132 km run), 47 (3234 km run) and 58 (4039 km run) of the 64-day race, and analyzed using commercial enzyme-linked immunosorbent assays. Linear mixed models were used to detect significant changes in serum levels throughout the race ($P<.05$).

Ergebnis

Participants ran at an average running speed of 8.2 ± 1.4 km/h and lost an average of 5.0 ± 2.7 kg of body mass. Serum COMP, MMP3 and MMP9 levels increased from pre-race to Stage 1 and remained elevated throughout the race (Table 1). MMP1, C2C and CPII levels and C2C:CPII ratio did not change over time. Changes in biomarker levels during the ultramarathon race were not related to the time-varying covariates body mass or running speed (all covariates, $P>.80$), or to individual time needed to complete each stage (all stages, $P>.80$).

Schlussfolgerung

Serum levels of only some cartilage biomarkers changed in response to the ultramarathon race. Interestingly, the cartilage biomarkers sensitive to extreme running in our study were the same that were sensitive to immobilization [5] providing evidence that cartilage metabolism is affected by both loading and unloading and that these effects are systematic (opposite in direction). The lack of changes in C2C and CPII levels suggests that collagen turnover appears to be unaffected by extreme load. The lack of further changes in biomarkers after Stage 1 suggests that the tissue reaches a steady state after initial adaptation to extreme running.

References

[1] Neidhart et al. Br J Rheumatol 1997; 36(11): 1151-1160
[2] Erhart-Hledik et al. Osteoarthritis Cartilage 2012; 20(11): 1309-1315
[3] Mündermann et al. Osteoarthritis Cartilage 2005; 13(1): 34-38
[4] Mündermann et al. J Sports Sci 2016; May 111-8
[5] Liphardt et al. 19th IAA Human in Space Conference 2014

Acknowledgements

DFG (SCHU 2514/1-1 and SCHU 2514/1-2), SNSF (32003B_159871/1), Department Sport, Exercise and Health, University of Basel.

Abb. 1

Table 1. Mean (standard deviation) biomarker concentration at five points before and during the ultramarathon race.

Biomarker	*pre-race*	*Stage 1 (1002 km)*	*Stage 2 (983 km)*	*Stage 3 (1036 km)*	*Stage 4 (1025 km)*	*P-Value rANOVA*
COMP (ng/mL)	**2.19 (0.42)**	**2.67[a] (0.49)**	**2.61[a] (0.60)**	**2.57[a] (0.42)**	**2.69[a] (0.53)**	**<.001**
MMP1 (ng/mL)	20.1 (25.1)	20.9 (30.3)	26.3 (23.2)	33.9 (30.1)	32.0 (23.4)	.329
MMP3 (ng/mL)	**25.4 (16.2)**	**31.2[a] (20.2)**	**33.3[a] (16.0)**	**36.5[a] (18.7)**	**37.8[a] (16.4)**	**.046**
MMP9 (ng/mL)	**232.7 (201.8)**	**444.1[a] (453.7)**	**484.5[a] (295.1)**	**568.1[a] (311.1)**	**541.5[a] (262.7)**	**<.001**
CPII (ng/mL)	2984.5 (1447.8)	3636.7 (2015.2)	3004.6 (1338.6)	2625.1 (1372.2)	2636.7 (643.4)	.190
C2C (ng/mL)	166.5 (48.8)	185.9 (60.8)	175.6 (47.2)	154.2 (44.8)	162.2 (29.3)	.066
C2C:CPII	0.061 (0.014)	0.058 (0.018)	0.063 (0.017)	0.065 (0.018)	0.064 (0.015)	.408

COMP—cartilage oligomeric matrix protein; MMP—matrix metalloproteinases; CPII—epitopes of the propeptide of collagen type II; C2C—neoepitope generated through cleavage of type-II collagen by collagenases; rANOVA—analysis of variance for repeated samples; [a]—significantly different from pre-race (P<.05; posthoc t-tests for repeated samples).

V 58

Vergleich der Anlauf- und Absprung Biomechanik von Sportlern mit und ohne Unterschenkelamputation

S. Willwacher, J. Funken, K. Heinrich, R. Müller (Köln/DE), H. Hobara (Tokyo/JP)
A. Grabowski (Boulder, CO/US), G. P. Brüggemann (Köln/DE), W. Potthast (Köln, Pforzheim/DE)

Fragestellung

Ziel der vorliegenden Studie war eine detaillierte vergleichende Analyse der Biomechanik des maximalen Sprintens und der Absprungbewegung der drei weltbesten einseitig unterschenkelamputierten Weitspringer (AMP; 26 ± 1,7 Jahre; 78,7 ± 9,76 kg; 1,83 ± 0,04 m; Bestleistung 7,43 ± 0,99 m) mit einer Gruppe nicht amputierter Weitspringer mit vergleichbarem Leistungsniveau (n = 7; 24,6 ± 2,5 Jahre; 80,1 ± 6,22 kg; 1,82 ± 0,07 m; Bestleistung 7,64 ± 0,65 m).

Material und Methode

Alle Probanden absolvierten maximale Sprints sowie Weitsprünge aus ihrem wettkampftypischen Anlauf. Hierbei wurden Bodenreaktionskräfte (BRK) mit Hilfe von Kraftmessplatten (1000 Hz; Kistler Instrumente AG, Winterthur, Schweiz) und Ganzkörperkinematik mittels infrarotbasierten Hochgeschwindigkeitskameras (250 Hz; Vicon, Oxford, UK) erfasst. Mittels invers kinematischer und invers dynamischer Verfahren wurde die Bewegung des Körperschwerpunkt (KSP), Gelenkwinkel, Gelenkmomente, Gelenkleistungen und Gelenkarbeit berechnet.[1]

Ergebnis

In der Phase der maximalen Sprintgeschwindigkeit wurden reduzierte durchschnittliche vertikale BRK auf der betroffenen Seite der AMP gefunden (-9% bis – 22% im Seitenvergleich). Weiterhin benutzten die AMP eine andere Absprungtechnik, die im Wesentlichen auf einer hohen Energiespeicherung und Energierückgabe aus der Karbonprothese basierte. Das Verhältnis von positiver zu negativer Arbeit am KSP während des Absprungs war bei den AMP (113.5 ± 13.1%) deutlich höher als bei nicht amputierten Sportlern (56.7 ± 15.9%).

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie finden einen Nachteil im Anlauf bei der Verwendung spezifischer Prothesen aufgrund eingeschränkter Möglichkeiten zur Erzeugung hoher vertikaler BRK während kurzer Bodenkontaktzeiten.[2] Allerdings können die AMP eine Absprungtechnik nutzen, bei der es zu keiner Verringerung der KSP Energie im Absprung kommt, was als Vorteil gewertet werden muss. Das Ausmaß an Energieaustausch in den passiv elastischen Komponenten der Prothesen übersteigt hierbei die Kapazitäten zur passiv elastischen Energiespeicherung in biologischen Strukturen der unteren Extremitäten nichtamputierter Sportler.

V 59

Exzentrische Kontraktionen und ihre Wirkung auf die radiale und longitudinale Adaptation des *M. vastus* lateralis

R. Marzilger, S. Bohm, K. Legerlotz, A. Schroll, A. Arampatzis (Berlin/DE)

Fragestellung

Bei einer trainingsinduzierten Zunahme der Muskelfaserlänge bzw. des anatomischen Muskelquerschnittes durch exzentrische Kontraktionen scheinen sowohl die Dehnungsgeschwindigkeit des Muskels als auch die Länge, in der der Muskel belastet wird, eine wichtige Rolle zu spielen (Butterfield & Herzog, 2006; Sharifnezhad *et al.*, 2014). Frühere Untersuchungen unserer Arbeitsgruppe (Sharifnezhad *et al.*, 2014) deuten auf eine Spezifität der Dehnungsgeschwindigkeit während exzentrischer Kontraktionen hin. Ziel dieser Studie was es daher den Einfluss der Dehnungsgeschwindigkeit während exzentrischen Kontraktionen bezüglich der Adaptation des M. vastus lateralis zu überprüfen. Wir erwarteten, dass niedrige Dehnungsgeschwindigkeiten die radiale Muskelhypertrophie begünstigen und hohe Dehnungsgeschwindigkeiten die longitudinale Adaptation.

Material und Methode

An der Studie haben n= 36 gesunde, sportlich aktive Personen teilgenommen, die randomisiert in zwei Experimental- und eine Kontrollgruppe aufgeteilt wurden. Die Teilnehmer der zwei Experimentalgruppen trainierten jedes Bein randomisiert mit zwei von vier möglichen, unterschiedlichen exzentrischen Trainingsprotokollen. Alle Protokolle hatten das gleiche Belastungsvolumen (Integral des erreichten Momentes über die Zeit), unterschieden sich aber in den Bewegungsgeschwindigkeiten (45°/s, 120°/s, 210°/s, 300°/s). Die Trainingsdauer betrug 33 Einheiten, 3 x pro Woche mit jeweils 5 Sätzen pro Trainingstag. Die Kontrollgruppe führte kein Training durch. Vor und nach der Trainingsintervention wurde der maximale anatomische Querschnitt (ACSA), die Muskelfaserlänge (FL) sowie das maximale Knieextensionsmoment unter Anwendung von Magnetresonanztomographie- und Ultraschallaufnahmen sowie einem Dynamometer gemessen. Für die statistische Auswertung wurde eine einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung durchgeführt ($\alpha = 0{,}05$).

Ergebnis

Die Ergebnisse zeigen gemittelt über alle Interventionsgruppen eine statistisch signifikante ($p<0.05$) Zunahme der Muskelfaserlänge von 5,7±1,4% (Abbildung 1) und eine Zunahme des maximalen ACSA von 6,7±1,9% (Abbildung 2) nach der Intervention. Zudem erhöhte sich durch das Training das maximale Knieextensionsmoment signifikant ($p<0{,}05$) um 14,6±2%. Die Kontrollgruppe zeigte keine Veränderungen in den untersuchten Parameter nach den 11 Wochen. Es konnte keine Abhängigkeit zwischen den untersuchten morphologischen und funktionellen Parametern und den einzelnen Trainingsprotokollen identifiziert werden.

Schlussfolgerung

Wir konnten eine deutliche Hypertrophie des M. vastus lateralis nach exzentrisch applizierten Belastungen zeigen. Diese Hypertrophie des Muskels zeigte sich sowohl durch eine Zunahme des maximalen ACSA als auch der Muskelfaserlänge. Beide Parameter haben sich in einer ähnlichen Größenordnung verändert ohne einen signifikanten Effekt der Dehnungsgeschwindigkeit. Unsere Hypothese einer dehnungsgeschwindigkeitsabhängigen Muskelhypertrophie hat sich daher nicht bestätigt. Vielmehr scheint das Volumen (Zeit unter Spannung) der Muskelbelastung eine wichtige Rolle für die Muskelhypertrophie bei exzentrischen Kontraktionen zu spielen.

Literatur

Butterfield, T. A. & Herzog, W. (2006). J. Appl. Physiol. 100, 1489–1498.
Sharifnezhad, A., Marzilger, R. & Arampatzis, A. (2014). J. Exp. Biol. 217, 2726–2733.

Abb. 1

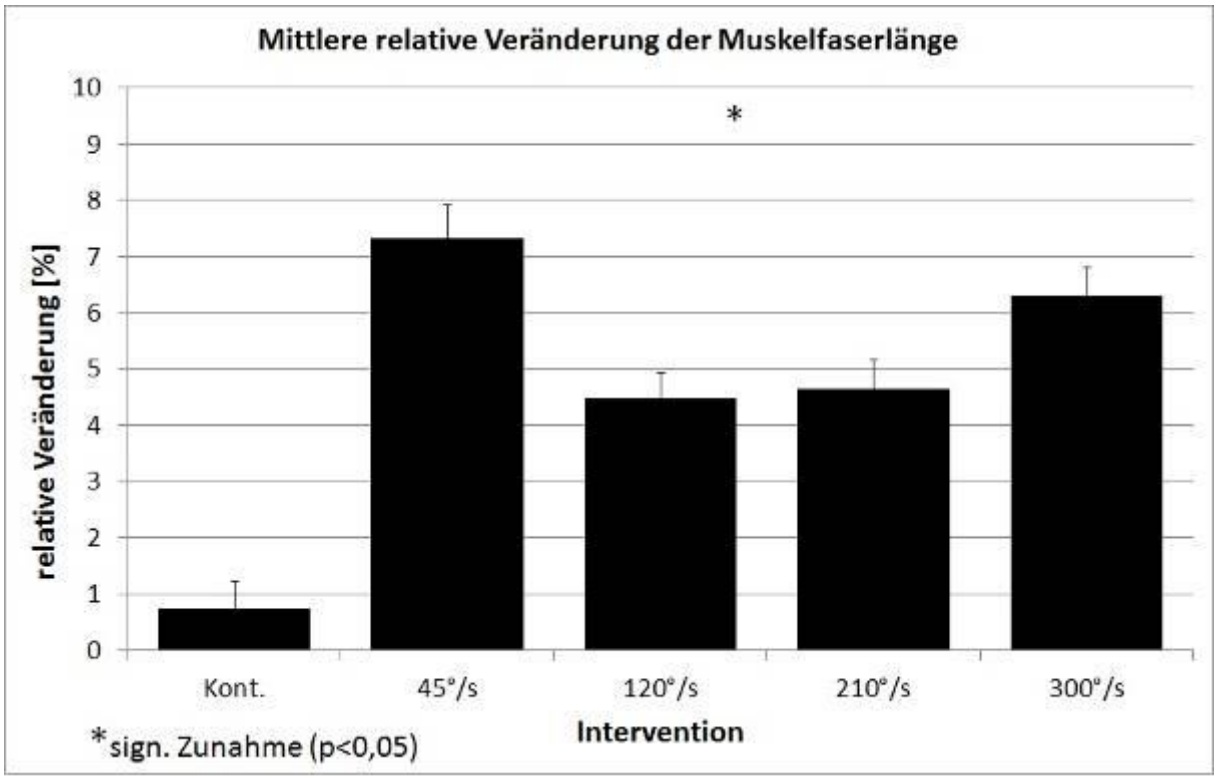
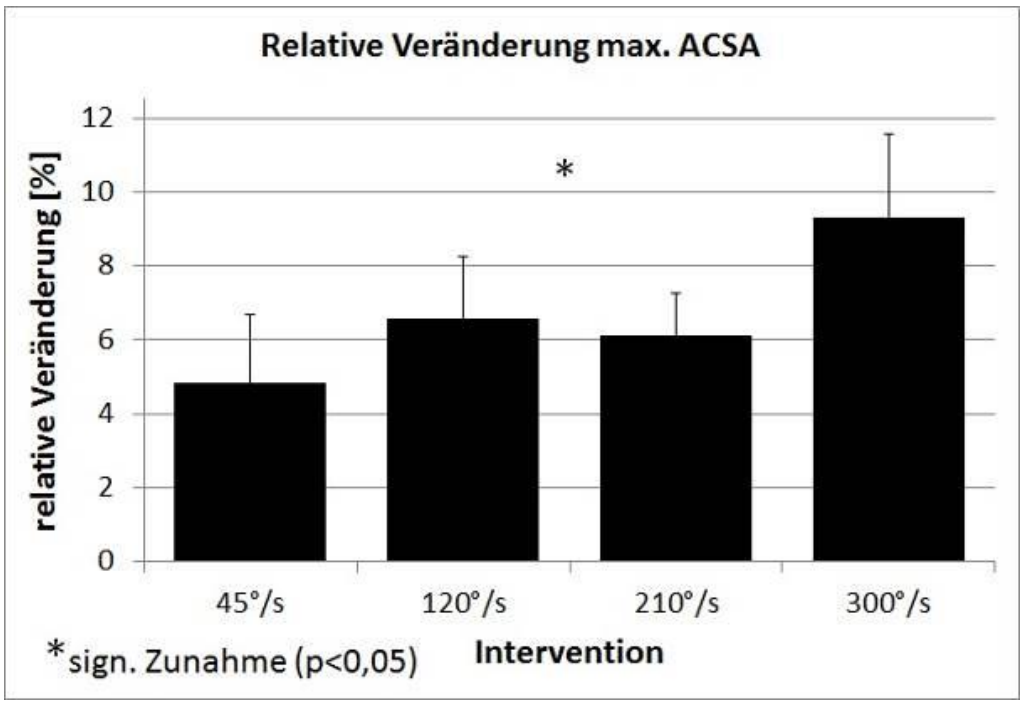

Mittlere relative Veränderung der Muskelfaserlänge
relative Veränderung [%]
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
0
*
Kont.
45°/s
120°/s
210°/s
300°/s
Intervention
*sign. Zunahme (p<0,05)

Abb. 2


Relative Veränderung max. ACSA
relative Veränderung [%]
12
10
8
6
4
2
0
*
45°/s
120°/s
210°/s
300°/s
Intervention
*sign. Zunahme (p<0,05)

V 60

Die Belastung des Hüft- und Kniegelenks beim Schwimmen – *in-vivo* Messungen mit instrumentierten Prothesen

I. Kutzner, K. Gordt, A. Richter, J. Dymke, P. Damm, G. Bergmann (Berlin/DE)

Fragestellung

Aufgrund der Auftriebskraft werden Übungen im Wasser häufig als gelenkschonend angesehen und für Patienten mit Arthrose oder nach Gelenkersatz empfohlen. Gegensätzliche Empfehlungen bestehen jedoch bezüglich des Brustschwimmens aufgrund potentieller Hüftluxation nach Gelenkersatz und Scherbelastungen des Kniegelenks. Im Leistungsbereich treten insbesondere beim Brustschwimmen vermehrt Kniebeschwerden auf. Ziel dieser Studie war es daher, die Belastung des Hüft- und Kniegelenks beim Schwimmen *in vivo* zu messen und den Unterschied zwischen Brust- und Kraulbeinschlag zu untersuchen.

Material und Methode

Instrumentierte Endoprothesen ermöglichen es, die Gelenkkontaktkräfte *in vivo* zu messen [Heinlein et al. 2007, Damm et al. 2010]. Um eine Messung im Wasser zu realisieren wurde das Telemetriesystem modifiziert und zugelassen. Fünf Patienten mit instrumentierten Knieprothesen (Alter: 66-80 Jahre, 63-106 kg) und 6 Patienten mit instrumentierten Hüftprothesen (55-71 Jahre, 84-98 kg) nahmen an der Studie 28-97 Monate post-operativ teil. Freies Brustschwimmen wurde in einer Gegenstromanlage mit einem konstanten Gegenstrom von 0,5, 0,6 und 0,7 m/s untersucht. Zusätzlich wurde der Brust- und Kraulbeinschlag in einem Gegenstrom von 0,5 m/s verglichen. Um eine korrekte Ausführung zu ermöglichen, hielten sich die Patienten währenddessen an einer Stange am Beckenrand fest. Maximale resultierende Kräfte ($Fres_{max}$) wurden ausgewertet und sind in % des Körpergewichts (KG) angegeben. Weiterhin wurden die Querkräfte im Hüftgelenk und die medio-laterale Kraftverteilung im Kniegelenk untersucht.

Ergebnis

Beim freien Brustschwimmen trat $Fres_{max}$ in der Antriebsphase meist während der Schwunggrätsche auf und betrug bei einer Geschwindigkeit von 0,5 m/s im Mittel 139 %KG (Hüfte) und 98 %KG (Knie) (Abb. 1A). Höhere Schwimmgeschwindigkeiten führten zu einem Anstieg der Kontaktkraft auf bis zu 271 %KG (Hüfte) bzw. 183 %KG (Knie).

Während $Fres_{max}$ im Kniegelenk beim Kraulbeinschlag nur geringfügig größer als beim Brustbeinschlag waren, war die Hüftbelastung beim Kraulbeinschlag im Mittel um 59 %KG höher (Abb. 1B). Im Kniegelenk hatte der Brustbeinschlag eine ungleichmäßigere medio-laterale Kraftverteilung (Fmed/Flat = 30/70%), mit höherer Belastung des lateralen Kompartments, als der Kraulbeinschlag (40/60%) zu Folge. Die medio-lateralen und antero-posterioren Querkräfte im Hüftgelenk unterschieden sich zwischen den Schwimmstilen nur geringfügig und waren beim Kraulbeinschlag im Mittel 7-8 %KG höher als beim Brustbeinschlag.

Schlussfolgerung

Im Vergleich zu anderen sportlichen Aktivitäten ist die Gelenkbelastung beim Schwimmen gering. Allerdings traten beim schnellen Brustschwimmen und Kraulbeinschlag Maximalkräfte auf, die vergleichbar sind mit den Belastungen beim Gehen. Da im Wasser der Einfluss der Körpergewichts auf die Gelenkbelastung gering ist, demonstrieren diese Werte eindrücklich den Einfluss der Muskelkraft auf die Gelenkbelastung.

Weiterhin führte der Brustbeinschlag zu geringeren Gelenkkräften als der Kraulbeinschlag. Im Hüftgelenk wurden keine erhöhten Querkräfte gemessen, welche eine Luxationsgefahr andeuten könnten. Da die Messungen mindestens 2 Jahre post-operativ durchgeführt wurde, kann jedoch keine Aussage über die direkte post-operative Luxationsgefahr bei unzureichender Gelenkstabilität getroffen werden.

Die höhere Belastung des lateralen Kniekompartments beim Brustschwimmen kann durch die Valgus-Stellung während der Antriebsphase erklärt werden, welche mit einer erhöhten Beanspruchung des medialen Kollateralbands einhergeht. Eine gleichmäßigere Kraftverteilung und geringere Beanspruchung der Seitenbänder sind beim Kraulbeinschlag zu erwarten.

Dieses Projekt wurde durch die DFG (KU 3213/2-1) unterstützt.

Abb. 1

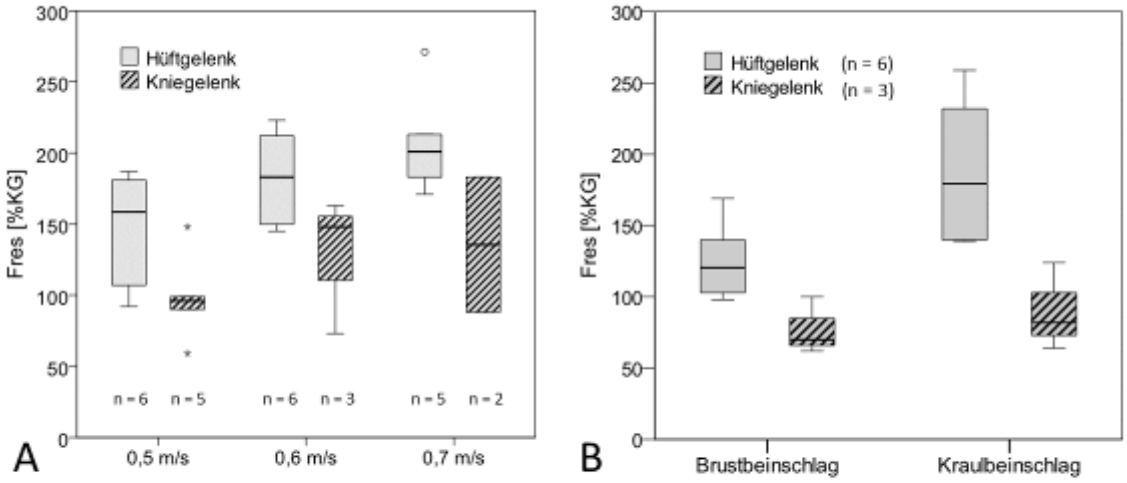


Abbildung 1: Belastung des Knie- und Hüftgelenks beim freien Brustschwimmen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten (A) und unterschiedlichen Beinschlägen (B).

V 61

Effect of long-term exercise-induced changes of the triceps surae muscle-tendon unit properties on maximal walking velocity in the elderly

G. Epro, A. Mierau, G. P. Brüggemann, K. Karamanidis (Cologne/DE)

Fragestellung

Deterioration in muscle strength and tendon stiffness in the elderly has been associated with modified motor task execution and reduced walking performance (Beijersbergen et al. 2013, *Ageing Res Rev* 12: 618-627; Reeves et al. 2009, *J Electromyogr Kinesiol* 19: 57-68). Using resistance training to counteract these degradations improves muscle function, and results in more effective and safer gait in the elderly (Karamanidis K et al. 2014, *PLoS One* 9, e99330). In particular, the triceps surae (TS) muscle-tendon unit (MTU) properties have been proven to be important determinants for the walk-to-run transition velocity (Neptune & Sasaki 2005, *J Exp Biol* 208, 799–808), which emphasizes the relevant role of intrinsic MTU properties in gait performance. The objective of the current study was to examine if the enhanced capacities of the TS MTU mechanical and morphological properties as a result of training would improve gait velocity in the elderly.

Material und Methode

Thirty-four female adults (60-75y) were recruited for either a long-term (1.5 years; n=12) experimental group or a control group (no physical exercise intervention; n=13). The experimental group underwent a 1.5 years high AT strain cyclic loading exercise intervention, previously shown to increase muscle strength and tendon stiffness (Arampatzis et al. 2007, *J Exp Biol* 210, 2743-2753). Maximal walking velocity, defined as walking with a double support phase, was analyzed using a motion capture system (120Hz; Vicon Motion Systems, Oxford, UK) and two force plates (60 x 40 cm, 1080 Hz; Kistler, Winterthur, CH). TS MTU mechanical properties were assessed using simultaneous dynamometry and ultrasonography (Esaote MyLab Five; Esaote Biomedica, Genoa, IT). TS morphological properties were examined in an unloaded prone position by using ultrasonography. A linear regression analysis was used to examine the relationship between TS MTU properties and maximal walking velocity, and a two-way repeated measures ANOVA was used to identify potential differences between values at baseline, after 14 weeks and after 1.5 years of exercise intervention.

Ergebnis

Using all the participating subjects (n=34), a significant correlation was found between the TS MTU mechanical and morphological properties and maximal gait velocity ($0.40 < r < 0.64$; $P < 0.05$). The experimental group showed higher TS muscle strength, tendon stiffness, and higher soleus and gastrocnemius medialis muscle thickness and pennation angle after 14 weeks of exercise intervention in comparison to baseline ($P < 0.05$). Continuing the exercise intervention until 1.5 years resulted in no further significant increment in the analyzed parameters. However, while no significant changes in the calculated maximal gait velocity were identified after 14 weeks of the exercise intervention, there was a significant ($P < 0.05$) 6% increase in the maximal gait velocity after continuing the exercise intervention for 1.5 years in comparison to the baseline values. The control group showed no statistically significant differences in TS MTU mechanical and morphological properties or in the maximal gait velocity at the 14 weeks and 1.5 years measurement time points relative to baseline.

Schlussfolgerung

The current study supports previous forward simulation models (Neptune & Sasaki 2005) showing that TS MTU properties are significant determinants of gait performance. However, it seems that 14 weeks of physical exercise intervention is not sufficient to fully utilize the changes in TS MTU properties during walking at maximal velocities. When considering the differences in maximal walking velocity between younger and older adults from the literature (younger approximately 10% faster; Bierbaum et al. 2011, *J Biomech* 44: 1921–1926), then the current observed changes (6% increase in maximal walking velocity) in the analysed older female adults after 1.5 years of exercise may be functionally relevant. The maintenance of the TS MTU capacities despite continuing the physical exercise intervention until 1.5 years indicate that neuronal components were responsible for the observed changes in the maximal walking velocity. Additionally, possible exercise-induced alterations in locomotion mechanics will be discussed.

Literature

1. Beijersbergen et al. 2013, *Ageing Res Rev* 12: 618-627.
2. Reeves ND et al (2009). *J Electromyogr Kinesiol.* 19(2), e57-68.
3. Karamanidis K et al (2014). *PLoS One* 9(6), e99330.
4. Neptune RR & Sasaki K (2005). *J Exp Biol* 208,799–808.
5. Arampatzis A, Karamanidis K, Albracht K (2007). *J Exp Biol* 210(15), 2743-53.
6. Bierbaum et al. 2011, *J Biomech* 44, 1921–1926.

Keywords

aging, maximal walking velocity, tendon stiffness, muscle strength

V 62

Muscle and tendon adaptation in young and older adult athletes: A combined longitudinal and cross sectional investigation

M. König, G. Epro (Köln/DE), C. McCrum (Maastricht/NL), T. Ackermans (Liverpool/GB), F. Schade
K. Karamanidis (Köln/DE)

Fragestellung

Muscles and tendons are mechanosensitive, showing adaptive changes in response to mechanical loading (Arampatzis et al., 2007: J Exp Biol 210, 2743-2753). However, different time courses of muscle and tendon adaptation in response to training, as recently shown in adolescent subjects (Mersmann et al., 2016: J Appl Physiol 121, 893-899), may cause discordance within the muscle-tendon unit (MTU), increasing injury risk. In the current study, we aimed to examine triceps surae muscle strength and tendon stiffness in young adult elite sprinters and jumpers over one season, in order to detect potential discordance between muscle and tendon adaptation due to athletics training. Furthermore, we aimed to examine the effect of habitual athletics training on triceps surae MTU mechanical properties in young and older athletes, using a cross-sectional design.

Material und Methode

Eleven healthy younger elite sprinters and jumpers (23 ± 3 years), 12 master athletes (66 ± 7 years), 12 recreationally active young controls (26 ± 3 years) and one young adult elite athlete, 10 months after unilateral Achilles tendon reconstruction participated in the study. All young adult athletes (11 healthy and the one unilateral Achilles tendon reconstruction patient) underwent regular (every 2 – 4 weeks) measurements over one season (longitudinal investigation). In order to analyse triceps surae muscle strength and tendon stiffness of both legs, subjects performed maximal isometric voluntary ankle plantarflexion contractions on a dynamometer. The gastrocnemius medialis tendon displacement was synchronously assessed using ultrasonography. To examine potential discordance between muscle and tendon adaptation due to athletics training, we examined the changes of both structures and calculated the coefficients of variation (CV) over one season. A one-way analysis of variance with subject group as a fixed factor and Bonferroni *post hoc* tests were used to investigate possible differences in MTU mechanical properties between subject groups.

Ergebnis

Within one season, similar patterns of relative changes in muscle strength and tendon stiffness were seen in the young elite athletes, with CVs of 8.7 ± 2.3 % (strength) and 12.7 ± 4.8 % (stiffness) over all analysed data points (on average, 16 per athlete). For the post tendon reconstruction athlete, the affected leg showed no observable increases in muscle strength or tendon stiffness over one season (average value over all data points: 1.8 ± 0.2 Nm/kg; 503.7 ± 90.7 N/mm), and remarkably lower muscle strength but similar tendon stiffness compared to the non-affected leg (3.4 ± 0.2 Nm/kg; 496.8 ± 33.1 N/mm). Healthy young elite athletes showed significantly ($p < .05$) higher muscle strength (4.0 ± 0.5 Nm/kg) and tendon stiffness (687.2 ± 115.1 N/mm) than both other subject groups, with no significant differences between young recreationally active controls and master athletes (young controls: 3.2 ± 0.3 Nm/kg and 557 ± 70.2 N/mm; master athletes: 2.7 ± 0.6 Nm/kg and 574.2 ± 93.2 N/mm). When examining the age effect on muscle-tendon properties, relative differences were greater in muscle strength (33 %) than in tendon stiffness (17 %) in young, compared to older elite athletes.

Schlussfolgerung

The results of our longitudinal investigation provide evidence for a concordant adaptation of muscle and tendon due to athletics training over one season within our analysed sample of healthy young adult elite sprinters and jumpers. Fifteen months after Achilles tendon reconstruction, we found no increases in triceps surae muscle strength or tendon stiffness due to athletics training in the elite athletes affected leg, which had lower muscle strength and similar tendon stiffness values compared to the non-affected leg. Thus, Achilles tendon rupture and reconstruction may be a major risk factor for irreversible discordance within triceps surae MTU. Finally, the results provide evidence that habitual athletics training over the lifespan may effectively counteract age-related decreases in muscle strength and tendon stiffness and that tendons may not be any less adaptable to mechanical loading than skeletal muscles in old age.

V 63

Starke Füße: Untersuchungen zur Trainierbarkeit der intrinsischen Fußmuskulatur mit Hilfe eines Minimallaufschuhprogramms und neuromuskulärer Elektrostimulationstherapie

F. Sichting, F. Ebrecht, A. Matthei (Chemnitz/DE)

Fragestellung

Der menschliche Fuß in seiner komplexen Struktur erfüllt eine Vielfalt von Aufgaben: Stabilität im Stand, Rigidität während des Fußaufsatzes und -abdrucks sowie Anpassungsfähigkeit während der Abrollphase. Diese Aufgaben werden gesteuert und kontrolliert durch die intrinsischen und extrinsischen Fußmuskeln. Hinsichtlich der Prävention und Rehabilitation von pathologischen Fußbeschwerden wird der Bedeutung kräftiger Fußmuskeln trotz diesem Wissen bisher kaum Beachtung geschenkt. Anstelle einer Kräftigung der Fußmuskulatur, insbesondere der intrinsischen Anteile, werden Patienten häufig mit Einlagen oder Orthesen versorgt. Ziel dieser Studie war es, das Laufen in Minimallaufschuhen und die neuromuskuläre Elektrostimulationstherapie (NMES) auf ihre Eignung zur Kräftigung intrinsischer Fußmuskeln zu untersuchen. Ausgehend von der bestehenden Literatur wurde die Hypothese aufgestellt, dass beide Interventionen zu einer Kräftigung der intrinsischen Fußmuskulatur beitragen. Zudem wurde angenommen, dass das Laufen in Minimallaufschuhen von einer Anpassung der umgebenden faserigen Bindegewebe begleitet wird.

Material und Methode

In der vorliegenden Längsschnittstudie konnten für 62 gesunde Probanden Vergleichsmessungen über einen Zeitraum von acht Wochen durchgeführt werden (Minimallaufschuh: 34, NMES: 17, Kontrolle: 11). Die Intervention umfasste für die Minimallaufgruppe zwei Mal wöchentlich ein 30-minütiges Laufprogramm und für die NMES-Gruppe zwei Mal wöchentlich eine 15-minütige Stimulation im Bereich des M. abductor hallucis. Gemessen und verglichen wurden der Muskelquerschnitt des M. abductor hallucis mit Hilfe von Ultraschallaufnahmen, die Gewebesteifigkeit im Bereich der Plantarfaszie und der Achillessehne mit Hilfe von Myometrie und das Ausmaß der Ermüdung des Fußlängsgewölbes mit Hilfe des statischen Navicular-Drop-Tests vor und nach einem 20-minütigen Lauf barfuß auf einem Laufband. Zur statistischen Auswertung wurden inferenzstatistische Tests mit einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0{,}05$ angewendet.

Ergebnis

Die prozentualen Veränderungen der 8-wöchigen Verlaufsmessung sind in Tabelle 1 zusammengefasst. Für die Minimallaufschuhgruppe ergaben die Ultraschallmessungen eine signifikante Querschnittszunahme des M. abductor hallucis. Im Vergleich dazu zeigten sich für die NMES-Gruppe und die Kontrollgruppe keine signifikanten Veränderungen. Hinsichtlich der myometrischen Messungen im Bereich der Achillessehne ergaben sich sowohl für die Minimallaufschuhgruppe als auch für die NMES-Gruppe signifikante Steifigkeitszunahmen. Die Kontrollgruppe zeigte dagegen keine signifikante Veränderung. Die Steifigkeitsmessungen im Bereich der Plantarfaszie ergaben für keine Gruppe signifikante Veränderung. Im Vergleich des Navicular-Drop-Tests zeigte sich für alle Gruppen im Mittel eine mehrheitlich signifikant stärker ausgeprägte Absenkung des Fußlängsgewölbes nach einem 20-minütigen Lauf barfuß auf dem Laufband. Nach 8 Wochen zeigten sowohl die Probanden der Minimallaufschuh- als auch der NMES-Gruppe ein deutlich geringeres, jedoch nicht signifikant unterschiedliches Absenken des Fußlängsgewölbes im Vergleich zur Kontrollgruppe.

Schlussfolgerung

In Übereinstimmung mit der bestehenden Literatur deuten die Ergebnisse an, dass ein dosiertes Laufprogramm in Minimallaufschuhen zu einer Kräftigung der Fußmuskulatur beitragen kann. Dies wird unterstützt durch eine tendenziell geringere Ermüdbarkeit des Fußlängsgewölbes im Vergleich zu einer Kontrollgruppe. Die Muskelquerschnittszunahme wird begleitet von einem signifikanten Steifigkeitsanstieg im Bereich der Achillessehne. Dieser Anstieg kann als Anpassungserscheinung auf die Mehrbelastung der beteiligten Bindegewebsanteile verstanden werden. Im Vergleich zum Laufen mit Minimallaufschuhen hat die Anwendung eines NMES Protokolls zu keiner signifikanten Querschnittszunahme des M. abductor hallucis geführt. Eine Kräftigung der Fußmuskulatur, welche sich mit einer Muskelquerschnittszunahme begründen ließe, wird für die Anwendung von NMES damit unwahrscheinlicher. Interessanterweise kam es auch in der NMES-Gruppe zu einer signifikanten Steifigkeitszunahme im Bereich der Achillessehne. Dieser Befund lässt sich

gegenwärtig nur schwer in die bestehende Literatur einordnen und bedarf weiterer Untersuchungen und Diskussion.

Abb. 1

Tabelle 1: Vergleich der prozentualen Veränderungen von Muskelquerschnitt und Gewebesteifigkeit nach einer 8-wöchigen Trainingsintervention.

	Minimal-laufschuh [%]	NMES [%]	Kontrolle [%]
Querschnittsfläche m. abductor hallucis	16,7*	3,4	1,9
Steifigkeit Achillessehne	15,3*	20,0*	7,1
Steifigkeit Plantarfaszie	-3,3	0,3	-4,1

* $p \leq 0,05$

Session 10 • Cardiovascular Biomechanics

In cooperation with the TECAS ITN European Doctoral Academy

V 64

A chemo-mechano-biological approach for multiphysics arterial pathophysiology: from cell-cell signalling pathways to multiscale tissue mechanics

M. Marino, P. Wriggers (Hannover/DE)

Fragestellung

Arterial physiopathological behavior involves multiphysics mechanisms, as the result of the complex interplay between microscale transport phenomena and mechanical equilibrium. Indeed, vascular mechanics depends on the structural organization and properties of arterial wall constituents. In turn, the latter are driven by remodeling mechanisms governed by the proteolytic activity of enzymes diffusing within aortic thickness or by the activation of genes (inducing the synthesis of arterial constituents) following cell-cell signaling pathways mediated by soluble factors. Accordingly, structural properties and molecules (e.g., enzymes, cytokines, growth factors) are closely related in a closed-loop feedback control system and determine the physiological functional behavior of the artery. A challenging open issue in biomechanics is to model the effects of physio-pathological mechanisms on the macroscale functional response of cardiovascular structures, starting down from their biological onset.

Material und Methode

This work addresses the multiphysics mechanisms that control the degradation and the deposition of the extracellular matrix (ECM). The dysregulation of these mechanisms leads to the pathological remodeling of the cardiovascular tissues occurring during a number of diseases, such as intima hyperplasia and aneurysms. Several biologically active molecules affect the rate of deposition and degradation of ECM (such as, matrix metalloproteinases MMPs, endogenous tissue inhibitors TIMPs, transforming growth-factors TGF-bs). In order to account for these mechanisms in numerical simulations of arterial biomechanics, a direct relationship between micro/nanoscale mechanisms and mechanical response of arterial tissues is needed, explicitly describing the transport problem involved in cell-cell signaling pathways and avoiding phenomenological-like descriptions for tissue mechanics. In this framework, constitutive hyperelastic models based on multiscale homogenization techniques for collagenous tissues have been recently introduced. These models explicitly incorporate nano- and microscale mechanisms, giving a special insight on the link between histology and mechanical response of collagenous tissues.

Ergebnis

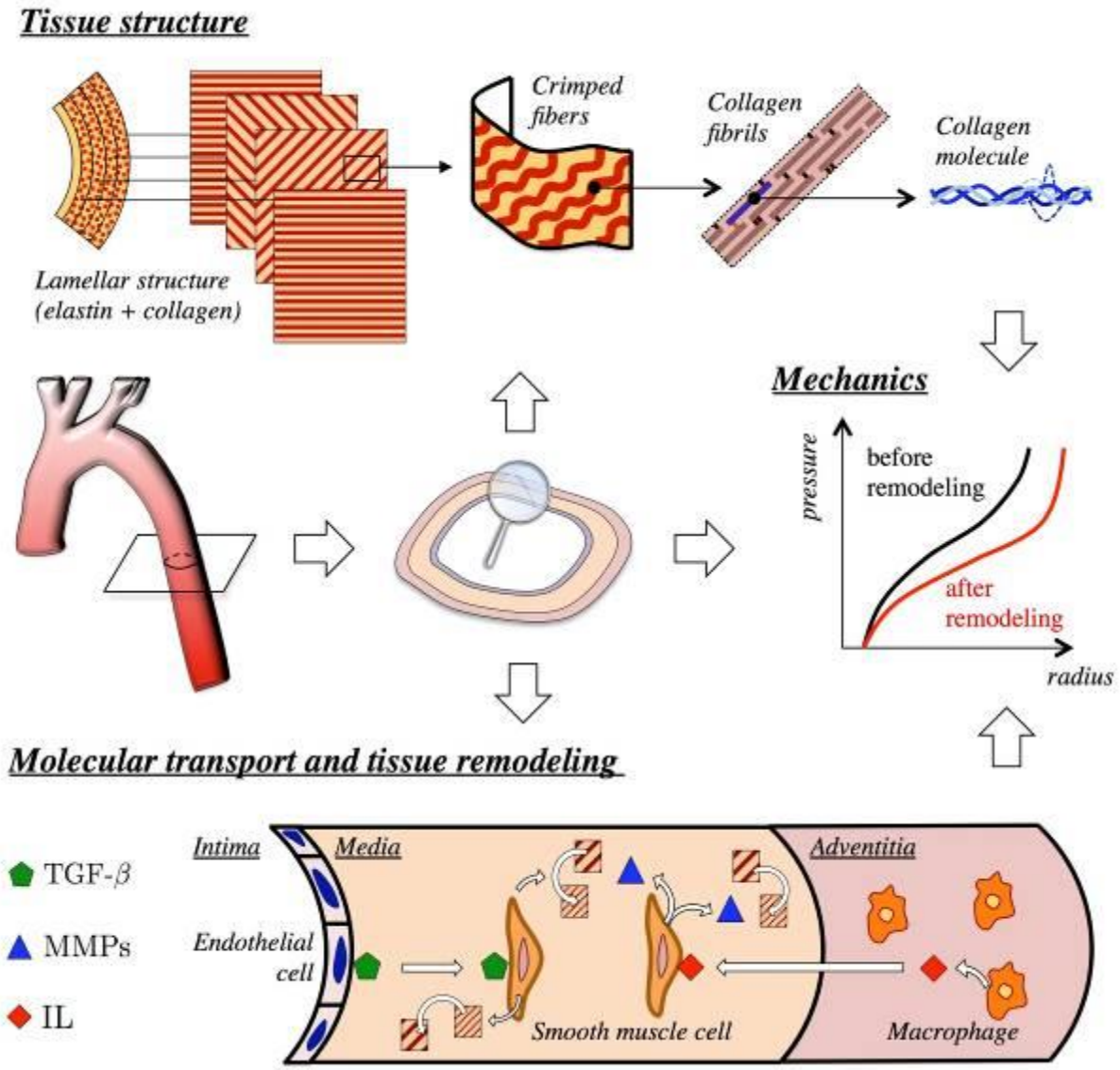
A coupling strategy for microscale reactive/transport phenomena and tissue mechanical response is drawn. The key components of both computational problems are presented and analysed, presenting two modeling approaches which are validated and discussed. The governing equations of presented models are developed within an analytical framework, opening to a novel and effective multiscale modeling strategy for the coupling of transport-mechanical processes. Several parametric simulations are conducted in order to analyze the effects of tissues pathological histochemical alterations on the overall macroscopic mechanics of the cardiovascular structures. Remarkably, obtained results show that present approach is able to capture arterial dilation as a consequence of alterations in tissue biochemical environment and/or cellular activity.

Schlussfolgerung

In conclusion, this work presents a multiphysics computational strategy for the modelling of arterial mechanics, of transport processes, and of the two-way interaction between mechanics and transport. The proposed computational approach represents a novel tool for elucidating the closed-loop system represented by arterial biochemical environment, histological remodelling mechanisms, and arterial compliance. This strategy, in conjunction with appropriately designed experiments, would open to a novel insight on the onset and progression of arterial diseases, with a better understanding on the original pathological cause. Thereby, it promises novel and ground-breaking results for *in silico* medicine. For instance, proposed framework can be employed to quantitatively analyse the protective role of TGF-beta, whose increased

production might represent an internal feedback mechanism or be a consequence of a pharmacological treatment.

Abb. 1



V 65

An experimental method for evaluation of aortic leaflet shape models for personalized aortic valve prostheses development

J. Hagenah, T. Evers, M. Scharfschwerdt, A. Schweikard (Lübeck/DE)

Fragestellung

In spite of the high interpatient variability of the aortic valve geometry, state of the art valve prostheses are still not adapted to the patient"s specific geometry. One problem in the development of personalized valve prostheses is the assessment of the individual leaflet geometries. Imaging modalities can just extract the curved 3D shape of the patient"s valve leaflets, while the manufacturing process requires the planar 2D shape of them. Additionally, the fine structure of the leaflets and their fast movement complicate the extraction of the full 3D geometry. Hence, direct modeling of the individual planar leaflet geometry based on simple geometric parameters extracted from the 3D images represents an interesting approach to solve this problem and customize valve prostheses to personalized geometries. This approach requires a data base to develop and evaluate models of the planar leaflet shape.
We present a method to construct such a data base. Furthermore, we performed an initial study to evaluate an existing model regarding its feasibility for personalization of aortic valve prostheses.

Material und Methode

The evaluation of leaflet shape models requires the assessment of the valve geometry in 3D and of the planar shape of the leaflets in 2D. Hence, our method contains two experimental steps performed on ex-vivo porcine aortic roots. First, we acquire 3D ultrasound images of the root in the closed state using a previously presented setup [1]. From this data, geometric parameters of the leaflet shape models can be extracted. Afterwards, we cut out the three leaflets, spread them and took a photograph under monochromatic light. In these images, we segmented the single leaflets and extracted their planar shape using edge detection. This procedure allows the construction of a data base with planar leaflet shapes and the corresponding parameter-based description of their curved 3D shape. In this initial study, we performed the experiments on 4 porcine aortic valves (12 leaflets).
On this data set, we evaluated an existing leaflet shape model [2]. The three commissure distances served as geometric parameters and were extracted from the 3D images. We calculated the planar leaflet shapes based on these parameters and compared them to the reference shapes.

Ergebnis

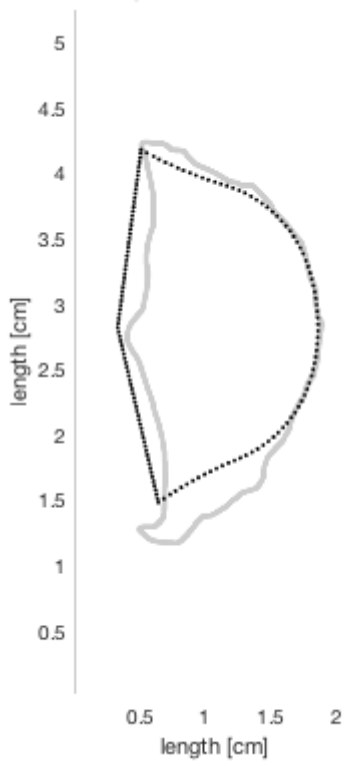
We modeled the planar shape of 12 leaflets based on the corresponding commissure distance. The contour lines of the modeled and the reference leaflet shapes were compared using the mean contour distance and the hausdorff distance. The mean contour distance over all leaflets was 1.54 ± 0.46 mm while the hausdorff distance was 5.42 ± 4.02. The qualitative comparison showed inaccuracies in the modeled curve of the commissure line (c.f. fig 1).

Schlussfolgerung

We presented an experimental method to obtain information about the correlation between the 3D shape of the aortic valve in the closed state and the planar shape of its leaflets. We used this method to construct an initial data base for leaflet shape model evaluation. Furthermore, we tested a leaflet shape model on this data set. We could show that the model should be adapted to be applicable to personalized aortic valve prostheses manufacturing.
Our further work will focus on the extension of the data base. Additionally, new leaflet models can be developed and parameterized based on this data set. Hence, the presented method could be the basis of personalized heart valve prosthetics.

[1] Hagenah, J., Scharfschwerdt, M., Stender, B., Ott, S., Friedl, R., Sievers, H. H., & Schlaefer, A. (2013). A setup for ultrasound based assessment of the aortic root geometry. Biomedical Engineering. 58
[2] Sievers, H.H., Scharfschwerdt, M., & Hof, A. (2016). Biologische Herzklappenprothese, Patent DE102014223522 A1, 19.05.2016

Abb. 1



V 66

Use of sucrose to diminish pore formation in freeze-dried heart valves and to preserve biomechanical properties

A. Vásquez-Rivera, H. Oldenhof, A. Haverich, S. Korossis, A. Hilfiker, W. F. Wolkers (Hannover/DE)

Fragestellung

Decellularized heart valves can be used for heart valve replacement therapies. Freeze-drying represents a promising approach for the preservation of decellularized valvular scaffolds with a view to prolonging their shelf-life prior to transplantation. Freeze-drying without damaging the tissue structure, would allow long-term storage at room temperature. However, current freeze-drying techniques disturb the overall histoarchitecture. We have previously shown that sucrose can be used as lyoprotectant in the freeze-drying of decellularized heart valves, with a view to stabilizing the extracellular matrix (ECM) proteins and protecting the histoarchitecture. Ice crystal damage was found to be one of the main damaging events during freeze-drying, resulting in pores in the tissue after rehydration. The aim of this study was to study pore formation in rehydrated freeze-tried scaffolds, using increasing sucrose concentration, and to identify the effects of the pores on the overall protein secondary structure, protein stability and biomechanical properties.

Material und Methode

Porcine pulmonary heart valves were decellularized with 0.5% (w/v) TritonX-100 and 0.5% (w/v) SDS and subsequently washed and stored in PBS. Four different groups were tested: (i) decellularized, (ii) freeze-dried without lyoprotectants, (iii) freeze-dried with 40% sucrose, and (iv) freeze-dried with 80% sucrose. Freeze-drying was done by cooling the valves at 1°C/min down to -30°C. Primary drying was performed for 7 h at -30°C and 60 mTorr. For secondary drying, the temperature was increased to 40°C at a rate of 0.1°C/min maintaining the pressure at 60 mTorr. Dried valves were rehydrated with PBS for at least 1 hour prior to further analysis. Biomechanical testing was performed using a uniaxial tensile tester (Instron BioPuls) under low-strain-rate uniaxial tensile loading to failure. Tissue histology was assessed with hematoxylin-eosin staining, whereas ImageJ was used to quantify tissue porosity. Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) was used to study the overall protein secondary structure, and differential scanning calorimetry (DSC) to assess ice crystal formation and protein denaturation temperature.

Ergebnis

Tissue that was freeze-dried in the absence of protectants showed a significant increase in porosity compared to control tissue not exposed to freeze-drying. Exposure to 40 or 80% (w/v) sucrose solution prior to freeze-drying almost completely diminished pore formation and the ECM histoarchitecture of the rehydrated scaffold closely resembled that of control tissue. The porosity of these scaffolds was actually slightly lower compared to that of control tissue. The biomechanical testing of the leaflet and arterial sections showed that the collagen phase modulus was not affected significantly in the scaffolds that were freeze-dried in the presence of sucrose. Freeze-dried scaffolds without protectants showed an increase in the collagen phase modulus, indicating decreased scaffold compliance. The overall protein secondary structure, studied by FTIR, showed that tissue proteins were not significantly affected by freeze-drying irrespectively of the freeze-drying method. DSC studies showed that the protein denaturation temperature of rehydrated tissue did not differ significantly compared to that of control tissue.

Schlussfolgerung

Freeze-drying without lyoprotectants generated pore formation in decellularized valvular scaffolds due to ice crystal formation and subsequent ECM damage, which led to decreased scaffold compliance. The overall protein secondary structure and the protein denaturation profile are little affected by freeze-drying irrespective of the freeze-drying formulation. In order to preserve the ECM histoarchitecture, high sucrose concentrations were needed (40% sucrose) to completely diminish pore formation in freeze-dried scaffold. In this case, the biomechanical properties of freeze-dried valves closely resembled those of the control valves not subjected to freeze-drying.

V 67

Patient-specific FSI Modelling of the Left Heart for Pre-operative Planning

P. Kalozoumis, M. Marino, C. Hurschler, S. Sarikouch, D. Hartung, A. Haverich, S. Korossis (Hannover/DE)

Fragestellung

Currently there is a drive towards more personalized surgical interventions concerning valve repair and replacement. The mitral valve (MV) is a complex anatomical structure and its proper function depends on the delicate force distribution and synchronized function of all of its components. [Sacks, 2002]. Moreover, the MV shares the ventricular flow domain with the aortic valve (AV). Thus, any surgical intervention on the MV might alter the ventricular flow dynamics, affecting the function of the AV. The aim of this project was to develop a novel prognostic/forecasting fluid-solid-interaction simulation tool that will provide patient-specific pre-operative optimization of MV repair or replacement.

CT images were acquired from a 62 years old male subject and segmented in Simpleware ScanIP (Synopsys, Mountain View, USA) and the whole MV apparatus was reconstructed. After reconstruction the geometry was imported into ANSA (BETA CAE Systems S.A., Greece) for further handling and meshing. Anterior and posterior porcine leaflet samples were tested under biaxial tension to obtain the regional biomechanics of the MV apparatus.

Material und Methode

The stress-strain data obtained was imported in the model to specify the regional material properties of the MV. Previously published uniaxial tensile stress-strain data was used for the chordae tendineae. A fiber reinforced transversely isotropic material model was used for the leaflets and a cable material able to duplicate the experimentally-derived stress-stain behavior of the chordae tendineae was used. Initially, the MV apparatus was modelled alone, with its fluid domain modelled as a simple cylinder. The model was imported into LS-DYNA (Livermore Software Technology, USA), where an FSI simulation of the MV was performed for 1 cardiac cycle, using the differential ventricular/atrial pressure as inlet boundary condition. Subsequently, the whole left heart of the patient, including the left ventricle, part of the left atrium, AV root and MV apparatus, was segmented and reconstructed. A fiber reinforced transversely isotropic material model was fitted to previously-published uniaxial tensile stress-strain data of the aortic leaflets.

Ergebnis

The motion of the ventricle was prescribed so that to reach peak systole in 0.35s. In the FSI simulation the flow was developed due to the change in the ventricular domain. The models were validated against *in vitro* testing in a pulsatile flow simulator (MV model) and clinical data (left heart model).

The biaxial tensile testing results of the MV apparatus demonstrated significant regional and directional anisotropy. The anterior leaflet demonstrated significant directional anisotropy, whereas the posterior leaflet showed a rather isotropic behavior. The computational simulations of the isolated MV predicted leaflet regions with elevated stress concentration during the cardiac cycle, which were in accord with failure regions observed clinically (Figure 1). Moreover, the simulations indicated variable loading of the different chordae during the cardiac cycle. The whole left heart model demonstrated the interdependent function of the mitral and aortic valves, whereas the predicted fluid patterns developed during the cardiac cycle indicated the varying levels of shear stress imposed on the wall of the different AV, MV and ventricle components (Figure 2).

Schlussfolgerung

This study demonstrated that different components of the MV experience different levels of stress and strain, with direct implications in the selection of appropriate repair materials for MV reconstruction. Significant differences were found in the results of the isolated MV model in the idealized fluid domain and the model of the whole left heart using the patient"s physiological fluid domain. Future work will focus on adapting different material models able to describe as close as possible the viscoelastic behavior of the tissues.

Abb. 1

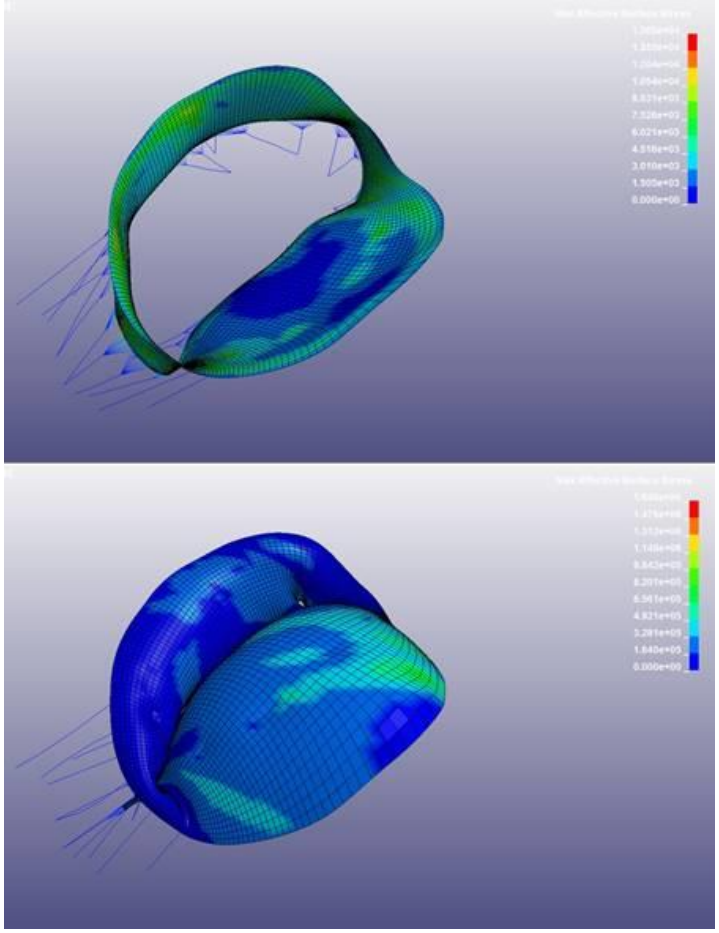
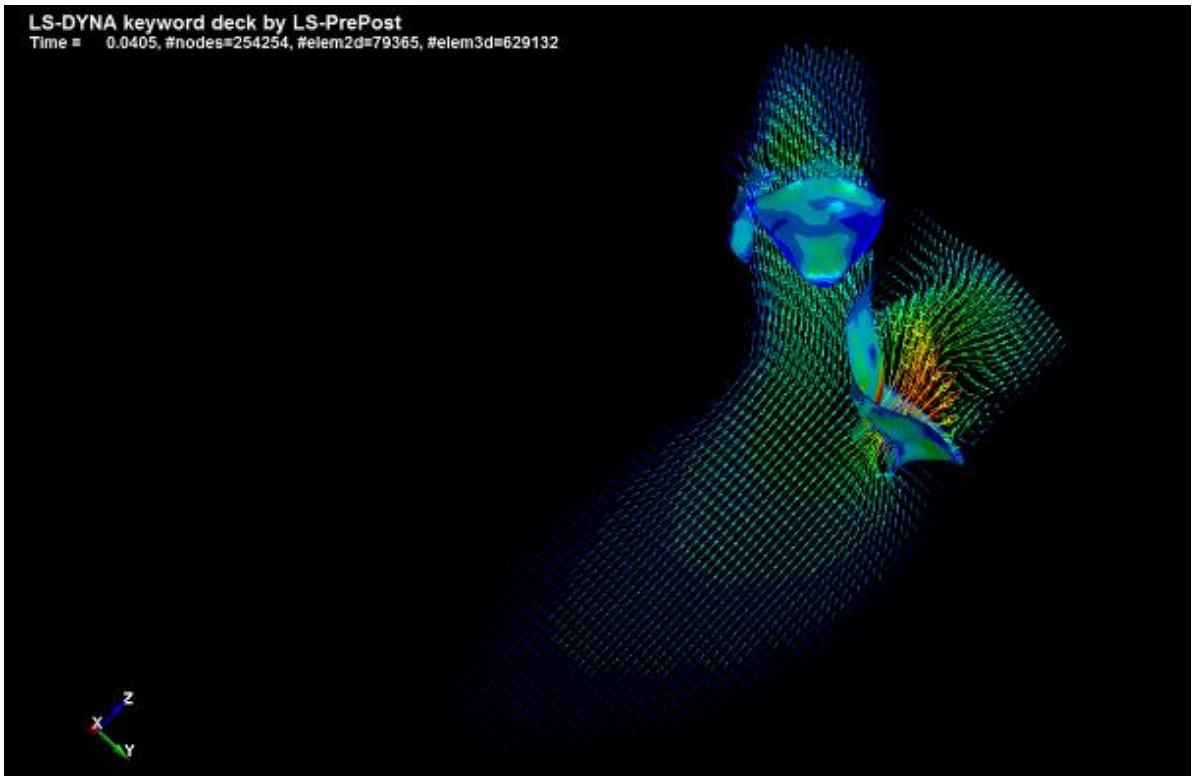


Abb. 2


LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost
Time = 0.0405, #nodes=254254, #elem2d=79365, #elem3d=629132
Z
X
Y

V 68

Bestimmung der zyklischen dreidimensionalen Verformung der Aorta ascendens und abdominalis in vivo mit Hilfe von 4D Ultraschall Speckle Tracking

C. Blase, A. Wittek (Frankfurt/DE), K. Karatolios, S. Vogt (Marburg/DE)

Fragestellung

Die Verformung der Aortenwand während des Pulszyklus ist abhängig von den biomechanischen Eigenschaften der Aortenwand und den einwirkenden Belastungen. Die genaue Beschreibung der Verformung (Kinematik) der Aortenwand kann daher wertvolle Informationen über die physiologische Funktion und über pathologische Änderungen der Aorta in vivo liefern. Bisher liegen nur wenige Daten zur zyklischen, dreidimensionalen Verformung der Aorta vor. Die meisten Bildgebungsverfahren sind entweder zu langsam, um die Verformung der Aortenwand zu erfassen (CT, MRT) oder sie liefern keine dreidimensionalen Verformungsdaten. Ziel dieser Studie war es die zyklische, dreidimensionale Verformung der humanen Aorta in vivo an zwei unterschiedlichen Positionen (Aorta ascendens und suprarenale Aorta abdominalis) zu untersuchen.

Material und Methode

Dreidimensionale Volumendatensätze der Aorta ascendens (proximal der Aortenwurzel) und der suprarenalen Aorta abdominalis von 8 (Ao. asc.) bzw. 18 (Ao. abd.) männlichen Probanden (Alter 25,5 [24,5; 27,5] Jahre) wurden mit einem Echokardiographiesystems mit einer zeitlichen Auflösung von 11-25 Hz erfasst. Mit Hilfe eines kommerziellen "Speckle-Tracking" Algorithmus und eigener Software wurden aus den volumetrischen Datensätzen die zyklische Verformung der Aortensegmente bestimmt: der zeitliche Verlauf von Längs- und Umfangsdehnung, Volumenänderung, sowie Rotation und Torsion über einen Pulszyklus.

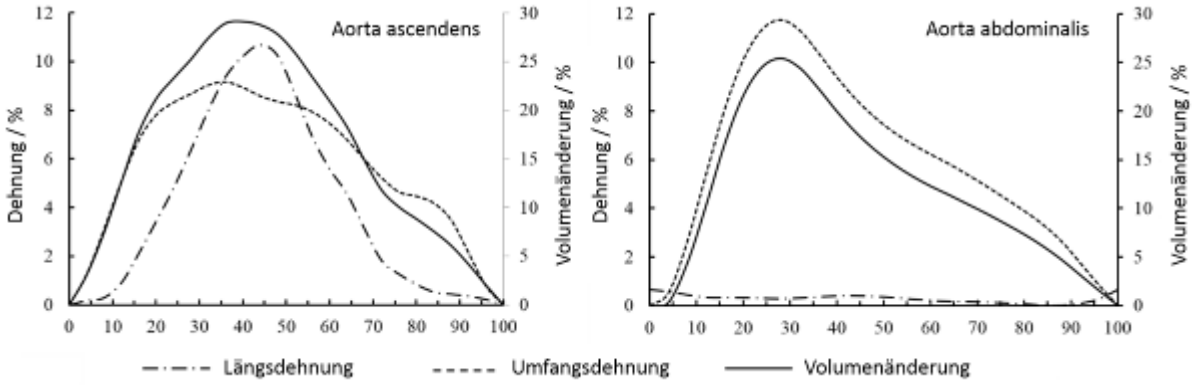
Ergebnis

Die zyklische Verformung der Aorta abdominalis wird von der Durchmesseränderung dominiert. Die Länge des Aortensegmentes bleibt nahezu konstant, die Torsion erfolgt nur in eine Richtung. Im Gegensatz hierzu erfährt die Aorta ascendens eine komplexe, mehrachsige Verformung, mit Torsion in wechselnder Richtung. Längen- und Durchmesseränderungen der herznahen Aorta sind von ähnlichem Ausmaß, wobei die Maxima um ca. 15% des Pulszyklus gegeneinander phasenverschoben sind.

Schlussfolgerung

Die Verformung der herznahen Aorta wird, neben der pulsatilen Druckänderung und der einhergehenden Durchmesseränderung, erheblich durch die Ventrikelkontraktion bestimmt. Ausmaß und zeitlicher Versatz zwischen Längs- und Umfangsdehnung tragen zum Windkesseleffekt der proximalen Aorta bei (Abb.). Andererseits sind wechselnde, mehrachsige Belastungen in technischen Materialien besonders belastend. Dies könnte eine Erklärung für das Auftreten von Schädigungen wie Dissektionen oder Aneurysmen in der aufsteigenden Aorta sein. Die Kenntnis der in vivo auftretenden Verformungen liefert zusätzliche Randbedingungen für das Design von Endoprothesen für die proximale Aorta, wie z. B. Stentgrafts.

Abb. 1



V 69

Simplified deformation models for personalization of valve-sparing aortic root reconstruction

J. Hagenah, A. Schweikard (Lübeck/DE), C. Metzner (Hatfield/DE)

Fragestellung

Currently most approaches for personalized valve-sparing aortic root reconstruction suffer from the high complexity of the simulation of the valve"s biomechanics and the unavailability of accurate estimates of biomechanical parameters [1]. Therefore, individualized aortic root reconstruction models are still far from being used in clinical everyday life. In this work we present simple geometric models of the deformation of the aortic valve during surgery that avoid the simulation of complex biomechanical properties. Furthermore, we apply these models to a machine learning based surgery planning method [2] to evaluate their performance in a realistic scenario.

Material und Methode

We previously presented a method to extract the valve geometry of a porcine aortic root in different deformation states [3]. We used this method to build a database consisting of 32 porcine aortic roots, which was used to test our deformation models. Our modeling approach is based on the assumption that the valve geometry can be described by four anatomical landmarks: the three commissure points and the coaptation point, i.e. the point where the three leaflet attach each other. Then the deformation of the valve relates to a change of the orientation of the three vectors pointing from the coaptation point to one of the commissure points, respectively. We developed three different models that change the vector orientation with different complexities. In the homogeneous deformation model, only the angle between the vector and the vertical axis is changed. The angle-compensated homogeneous deformation model additionally allows limited rotations around the vertical axis. The free deformation model allows any vector orientation change. We evaluated the models by mimicking the deformation observed in our data set and comparing the resulting geometry to the reference.

Ergebnis

We first examined whether the vector lengths stay constant over the deformation to ensure the models are feasible. The means of the difference between the vector lengths before and after deformation for each vector were -0.16 mm, -0.44 mm an -0.01 mm. The vector lengths before and after the deformation were not significantly different (t-test, $p>0.95$). Furthermore, we examined the capability of the models to reproduce the deformation from our data base. The mean differences of the valve diameters were 0.37 ± 0.54 mm for the homogeneous deformation model, 0.09 ± 0.34 mm for the angle-compensated homogeneous deformation model and 0.25 ± 0.97 mm for the free deformation model. Additionally, the models where tested in a surgical planning tool, in order to predict the valve diameter. The mean valve diameter prediction errors where 1.14 ± 0.91 mm for the homogeneous deformation model, 1.49 ± 1.25 mm for the angle-compensated homogeneous deformation model and 7.0 ± 4.19 mm for the free deformation model.

Schlussfolgerung

We presented three simplified descriptions of the deformation of the aortic valve during valve-sparing reconstruction surgery and evaluated them on our data base. The evaluation of the models shows that all three models are capable of reproducing realistic valve deformations. The angle-compensated homogeneous deformation model provides the highest robustness in the deformation mimicking experiment. However, when it comes to the usage of the models in a surgery planning scenario, the homogeneous deformation model gives the most accurate valve diameter prediction, while the free deformation model does not provide satisfying solutions. This is probably due to the different amount of degrees of freedom and emphasizes the benefit of simplification.

Our results indicate that simplified geometric deformation models could be a promising alternative to complex biomechanical simulations, especially with regard to cardiovascular surgery planning in a clinical setting. Our further work will focus on extensive evaluations and the test of the developed models in different surgery planning applications.

[1] Labrosse, M. R., Beller, C. J., Boodhwani, M., Hudson, C., & Sohmer, B. (2015). Subject-specific finite-element modeling of normal aortic valve biomechanics from 3D+ t TEE images. Medical image analysis, 20(1), 162-172.

[2] Hagenah, J., Scharfschwerdt, M., Schweikard, A., & Metzner, C. (2016). Prediction of individual aortic root prosthesis size: Deformation modelling as an alternative to direct estimation. Biomedical Engineering, 61, 246.

[3] Hagenah, J., Scharfschwerdt, M., Stender, B., Ott, S., Friedl, R., Sievers, H. H., & Schlaefer, A. (2013). A setup for ultrasound based assessment of the aortic root geometry. Biomedical Engineering. 58

Session 11 • Young Investigator Award

V 70

Dysbalancen der Muskel- und Sehnenadaptation steigern die Beanspruchung der Patellarsehne bei jugendlichen Athleten

F. Mersmann, S. Bohm, A. Schroll, R. Marzilger, A. Arampatzis (Berlin/DE)

Fragestellung

Die Interaktion von Reifung und erhöhter mechanischer Belastung im Jugendalter könnte, insbesondere bei Sportlern aus Sprungdisziplinen (Bohm et al. 2014, J Exp Biol 217: 4010-7), zu Dysbalancen zwischen Muskel und Sehne führen. Eine daraus resultierende erhöhte Beanspruchung der Sehne wäre ein Risikofaktor für die Initiierung von Sehnenbeschwerden (Arya & Kulig 2010, J Appl Physiol 108: 670-5). Bislang ist jedoch größtenteils unbekannt, wie sich das Kraftpotenzial des Muskels in Relation zur Widerstandsfähigkeit der Sehne im Jugendalter und unter Einfluss sportlichen Trainings entwickelt. Daher untersucht die vorliegende Arbeit in drei Schritten die Entwicklung der morphologischen und mechanischen Eigenschaften von Muskel und Sehne bei jugendlichen Volleyballathleten, einer Hochrisikogruppe für Tendinopathien.

Material und Methode

Morphologische und mechanische Parameter der Knieextensoren und Patellarsehne jugendlicher Volleyball Kaderathleten (n=19) wurden durch die Integration von Magnetresonanztomographie, Kinemetrie, Dynamometrie und Sonometrie erhoben und zunächst mit denen von Sportlern mittleren Alters (n=18) verglichen. Daraufhin wurde die Entwicklung von Muskel und Sehne bei den jugendlichen Athleten von der mittleren (mA) zur späten Adoleszenz (sA) in einer zweijährigen Längsschnittstudie untersucht (n=18). Schließlich wurde der Entwicklungsverlauf von Muskelkraft und Steifigkeit der Sehne in der mittleren Adoleszenz kontinuierlich über ein Jahr analysiert (n=12) und durch Einschluss einer jugendlichen Kontrollgruppe (n=8) der Effekt der Reifung und des sportlichen Trainings ausdifferenziert.

Ergebnis

Während sich im Vergleich zu Erwachsenen (E) bei den Athleten in der mittleren Adoleszenz (A) keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des Kraftpotenzials des Muskels und physiologischen Muskelquerschnitts des Vastus lateralis zeigten ($p>0,05$), war aufgrund einer im Verhältnis zur Muskulatur morphologisch unterentwickelten Sehne bei den Jugendlichen die Sehnenspannung bei maximalen Kontraktionen erhöht (E: 40,0±9,5 MPa; A: 50,0±10,1 MPa; $p<0,05$). Zwar führte eine markante Hypertrophie der Sehne (+27%, $p<0,05$) langfristig, d.h. bis zur späten Adoleszenz, zu einer Reduktion der Sehnenspannung (-9%, $p<0,05$), allerdings zeigten sich im Vergleich zur jugendlichen Kontrollgruppe (K) signifikant größere Fluktuationen der Muskelkraft und eine Dysbalance der Muskel- und Sehnenadaptation, die in einer niedrigeren Kosinusähnlichkeit der relativen Veränderungen der Sehnenkraft und –Steifigkeit zum Ausdruck kam (1 = höchste Übereinstimmung, -1 = niedrigste Übereinstimmung; A: -0,02±0,5; K: 0,5±0,4; $p<0,05$). Als Konsequenz waren bei den Athleten die Sehnendehnungen während maximaler Muskelkontraktionen erhöht ($p<0,05$; Abb. 1).

Schlussfolgerung

Es konnte erstmalig gezeigt werden, dass sich bei jugendlichen Volleyballathleten die Beanspruchung der Patellarsehne durch eine Dysbalance in der Entwicklung von Muskel und Sehneneigenschaften erhöht. Bedingt wird dies durch die im Verhältnis zu den mechano-morphologischen Eigenschaften der Sehne fortgeschrittene Adaptation des Kraftpotenzials des Muskels sowie erhöhten Fluktuationen der Muskelkraft ohne adäquate Modulation der Sehnensteifigkeit. Da erhöhte Sehnendehnungen bei wiederholter Belastung das Risiko für kumulative Mikrotraumen steigern (Wren et al. 2003, Ann Biomed Eng 31: 710-7) ist es denkbar, dass Dysbalancen der Muskel- und Sehnenadaptation für die Ausprägung von Überlastungserkrankungen prädisponieren. Damit könnten die Befunde ebenfalls Möglichkeiten für präventive Interventionen eröffnen, die durch den Einsatz spezifischer Belastungsreize die Sehnenadaptation in geeigneterer Weise stimulieren als das sportspezifische Belastungsprofil (Arampatzis et al. 2010, J Biomech 43: 3073–9).

Abb.1

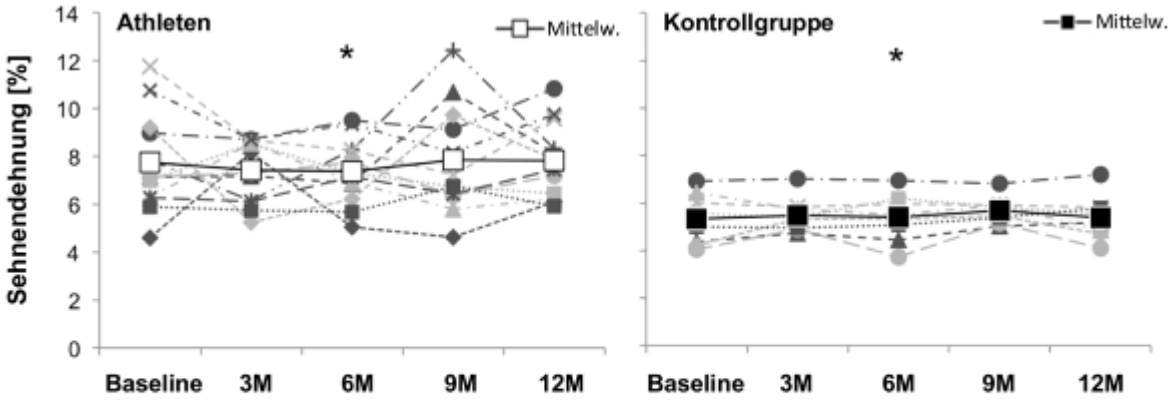


Abb. 1: Entwicklung der Dehnung der Patellarsehne während maximaler isometrischer Muskelkontraktionen über ein Jahr bei jugendlichen Volleyballathleten (links; Mittelwert in weiß) und einer gleichaltrigen Kontrollgruppe (rechts; schwarz). Messungen wurden alle drei Montate (M) durchgeführt. * sign. Unterschied zwischen den Gruppen

V 71

The effect of the subscapular sling procedure on the anterior shoulder instability and the range of motion. A biomechanical study

M. Krämer (Hannover/DE), T. Vagstad, J. A. Klungsøyr (Aalesund/NO), D. Nebel
C. Hurschler (Hannover/DE), P. Klungsøyr (Aalesund/NO)

Fragestellung

The glenohumeral joint is the most commonly dislocated joint in the human body with over 95% of all diseased shoulders dislocating anteriorly [1]. The instability of the joint is mostly caused by a tear of the anterior labrum of the joint (Bankart lesion). For therapy, the arthroscopic Bankart technique has been established as the gold standard. However, high recurrence rates of 15.3% are reported after Bankart repair [2]. To address this issue, a new arthroscopic stabilizing technique, the so called "subscapular sling operation" was recently presented in an anatomical cadaver study [3]. Before this new approach will be applied in the clinic, a biomechanical evaluation regarding the biomechanical functionality of the sling technique is needed. The goal of the present study was therefore to investigate the stabilizing effect of the sling operation and to measure the influence of the procedure on the range of motion of the glenohumeral joint.

Material und Methode

Fresh shoulder specimens (N=14) were obtained for the study. Furthermore, 14 hamstring tendons were harvested from fresh human knee specimens. Testing of the shoulder specimens was carried out by use of a robot based shoulder simulator. Specimens were tested in four different conditions: intact (I), with Bankart lesion (L), after Bankart repair (R1), and after repair with the sling procedure (R2). All surgeries were carried out arthroscopically: The Bankart lesion was created by releasing the anterior labrum. The Bankart repair was carried out by reattaching the labrum with 3 anchors. The sling was created by wrapping the harvested hamstring tendon around the upper part of the subscapularis tendon. Finally, the ends of the hamstring tendon were attached to the anterior rim of the glenoid. For each condition, anterior, inferior and anterio-inferior stability in 0° and 60° of abduction with the arm in 0° and 60° of external rotation was investigated by applying a load of 30N. Furthermore, maximum external rotation in 0° and 60° of abduction was measured. Resulting translations and rotations were compared between groups, utilizing a repeated measures ANOVA (α=0.05).

Ergebnis

The sling technique significantly increased the stability of the glenohumeral joint compared to the bankart lesion but also compared to the Bankart repair. The sling procedure significantly reduced the translation of the joint in anterior ($p= 0.02$) and anterio-inferior ($p< 0.001$) direction compared to the lesion group, with the arm in 0° of abduction and 0° of external rotation. Similar results could be found with the arm in external rotated position (anterior: $p< 0.001$, anterio-inferior: $p=0.02$). With the arm in 60° of abduction and 0° of external rotation, the sling procedure significantly reduced the translation of the joint in anterior ($p< 0.001$), anterio-inferior ($p< 0.001$), and inferior direction ($p< 0.001$) compared to the lesion group (Fig. 1). With the arm in 60° of abduction and additional external rotation, no difference could be found between the sling and lesion group in any direction. After Sling procedure, the maximum external rotation was significantly reduced by 27.0° (SD 11.4°, $p<0.001$) and 11.2° (SD 3.8°, $p< 0.001$) with the arm in 0° and 60° of abduction, respectively (Fig. 2).

Schlussfolgerung

The aim of the study was to evaluate the stabilizing principle of a newstabilizing technique of the glenohumeral joint. The results of the study show that the sling procedure has a strong stabilizing effect mainly in the anterior and anterio-inferior direction and shows only minor trade-offs regarding the maximum external rotation. Furthermore, the sling procedure significantly increased joint stability in inferior direction, with the arm in abduction. The new procedure is a promissing alternative to the Bankart repair or the Latarjet procedure, especially for young active patients as well for the treatment of patients after a failed Bankart repair.

References

[1] Cutts S., Ann R Coll Surg Engl, 2009, 91: 2–7
[2] Boilleau et al., J Bone Joint Surg Am, 2006, 88(8): 1755-1763
[3] Klungsøyr et al., J Exp Orthop, 2015, 2(1):12

Fig. 1: Results of the translational testing of the glenohumeral joint in 60° of abduction and 0° of external Rotation. Shown are the translations in all tested conditions.
Fig. 2: Results of the rotation testing of the glenohumeral joint in 60° of abduction. Shown are the translations in all tested conditions.

Abb. 1

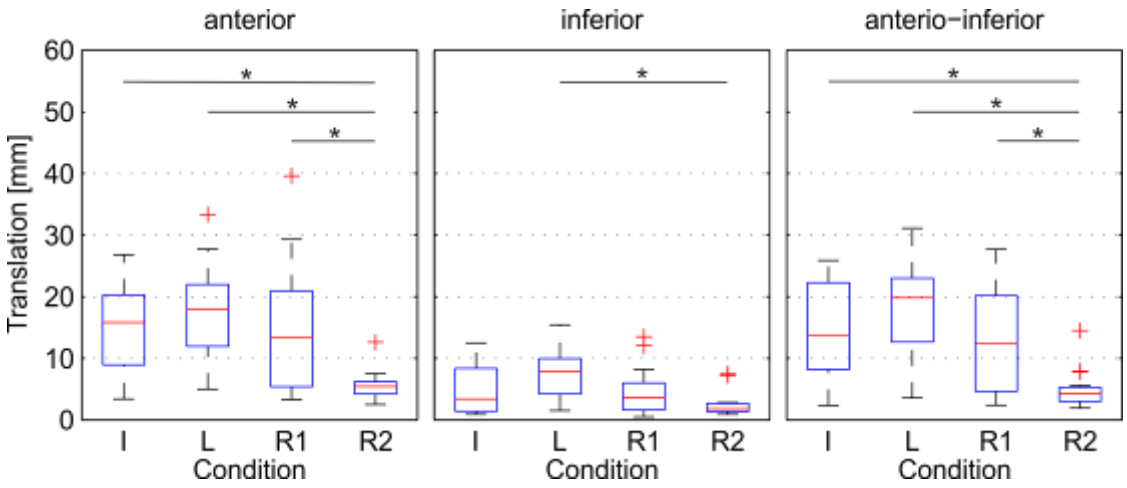
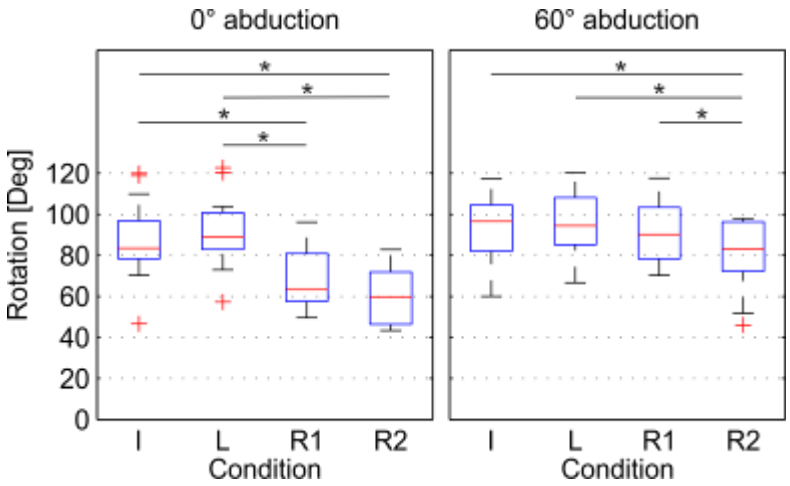


Abb. 2



V 72

Screw Oversizing for Soft Tissue ACL Graft Fixation in Primary and Enlarged Tibial Tunnels: A Biomechanical Study

M. Eichinger, R. Mayr, A. Moroder, C. Heinrichs, R. Attal, W. Schmölz (Innsbruck/AT)

Fragestellung

In anterior cruciate ligament (ACL) reconstructions the tibial fixation site has been reported to be the weakest point and the ideal diameter for the interference screw in tibial ACL graft fixation is controversial. There is no evidence that oversizing the interference screw in relation to the ACL graft and tibial tunnel can reduce graft slippage during cyclic loading. Nevertheless, screw oversizing with the intention to improve graft fixation at the tibial site is frequently performed both in primary and revision ACL reconstruction. Possible disadvantages of screw oversizing include increased initial tunnel widening and damage to the graft. In revision ACL reconstruction enlarged tunnels are frequently present and fixation strength with interference screws might be reduced. The aim of the present study was to investigate if tibial graft fixation be improved by oversizing the interference screw by 1 mm in relation to the tunnel?

Material und Methode

The effect of oversizing the tibial screw diameter was biomechanically tested in two study arms: a primary and a revision ACL reconstruction scenario. For each study arm eight matched pairs of porcine tibiae and bovine tendons were used. Soft tissue grafts with a constant diameter of 8 mm were prepared. For primary ACL reconstructions 8 mm diameter tibial tunnels were created. Grafts were fixed with biodegradable interference screws of 8 x 30 mm and oversized screws of 9 x 30 mm. For revision ACL reconstructions 10 mm tibial tunnels were created. Grafts were fixed with 10 x 30 mm screws and oversized screws of 11 x 30 mm. Cyclic loading with a low and high load magnitude (1000 cycles 10-250 N and 1000 cycles 10-450 N; 180 mm/min) followed by a load-to-failure test (50 mm/min) was carried out in a servohydraulic material testing machine. Graft slippage during cyclic loading was measured by differential variable reluctance transducers (DVRTs) and ultimate failure load was recorded.

Ergebnis

In the first study arm simulating primary ACL reconstruction, the oversized screw fixation (9 x 30 mm) showed significantly increased graft slippage compared with equally sized screws (8 x 30 mm) during cyclic loading at higher load magnitudes (1.98 mm SD 0.67 vs 1.19 mm SD 0.23; $P = 0.007$). In the second study arm simulating revision ACL reconstruction, graft slippage between the two screw sizes (10 x 30 mm vs 11 x 30 mm) was not significantly different (3.41 mm SD 2.00 vs 2.85 mm SD 1.60; $P = 0.380$). Graft slippage in the second study arm of revision surgery was significantly increased compared with graft fixation in primary tunnels (3.41 mm SD 2.00 vs 1.19 mm SD 0.23; $P = 0.007$). Pull-out strength after cyclic loading was comparable for all groups (1150 N SD 235 vs 1052 N SD 181, 1096 N SD 256 vs 1165 N SD 243, for the first and second study arm respectively; $P = 0.408$ and $P = 0.316$).

Schlussfolgerung

Based on the results of the present study, screw diameter oversizing of 1 mm in primary ACL reconstruction, as often performed routinely in clinics, increases graft slippage and cannot be recommended. In enlarged revision tibial tunnels, screw oversizing had no effect on graft fixation. Graft slippage was generally higher in enlarged tunnels compared with primary tunnels with equally sized grafts and screws.

V 73

Tailored elastic and high strength scaffolds via melt electrospinning writing of photo-cross-linkable polymers for tendon and ligament repair

G. Hochleitner (Würzburg/DE), F. Chen (Kingston/CA), C. Blum (Würzburg/DE), B. Amsden (Kingston/CA)
P. Dalton, J. Groll (Würzburg/DE)

Fragestellung

Load bearing soft tissue, like tendons or ligaments, exhibit extracellular matrices (ECM) composed of mainly crimped collagen fibrils leading to a highly specific stress-strain behaviour.[1] In order to mimic such tissues biomechanically, an additive manufacturing approach, termed melt electrospinning writing (MEW), has been utilised.[2] Different photo-cross-linkable and biodegradable copolymers based on L-lactide (LLA), ε-caprolactone (CL) and acryloyl carbonate (AC) were synthesised and systematically investigated regarding the processability as well as concerning the mechanical and biological performance. As result, high strength fibres could be printed to precisely tailored and sinusoidal patterned scaffolds showing the desired "toe region" of crimped tissue. The resulting scaffolds were highly elastic, creep-resistant and biocompatible, confirming the high potential for TE applications.

Material und Methode

Copolymers p(LLA65-ε-CL25-AC10)[3] and p(ε-CL90-AC10) were synthesised via ring-opening polymerisation (initiator: 1-octanol, catalyst: $Sn(Oct)_2$) and characterised afterwards (GPC/NMR/DSC). Before use, the polymers were mixed with 1 wt.% of the UV-initiator I651. For printing, a custom-made MEW device including a bi-zonal heater, gas-pressure infeed, high voltage source and computer-controlled ball-screw axes system for high precision has been set up (Figure 1A).[4] Different printing patterns could be studied by variation of the feeding pressure (p = 0.3-4.0 bar) and the collector speed (v = 100-1000 $mmmin^{-1}$). Resulting single fibres were UV-crosslinked (130 $mWcm^{-2}$, t = 20 s) and tensile tested. Further, different scaffolds were analysed with and without additional preloading (10^4 cycles, 1 Hz, 10 % strain) to proof elasticity and creep performance. Viability eluate assays were performed for 2 days with L929 murine fibroblasts and hMCSs for 14 days to investigate cytotoxicity and cell adhesion.

Ergebnis

The minimum effective electrospinning temperature of the copolymers was ascertained; p(LLA65-ε-CL25-AC10) and p(ε-CL90-AC10) could be successfully printed at T = 145 °C and T = 105 °C respectively to produce homogenous fibres with diameters ranging from 20 to 60 µm. Resulting straight p(ε-CL90-AC10) single fibres printed at 190 $mmmin^{-1}$ (Figure 1B) revealed a maximum tensile strength σ=53±16 MPa, Young's modulus E = 314±157 MPa (0-2 % strain) and ultimate strain ε = 90±12 % indicating an enhanced mechanical performance. By reducing the collector speed, differently shaped sinusoids could be printed leading to a reduced stiffness at small strains, E = 29±17 MPa (0-2 % strain) in case of 150 $mmmin^{-1}$ collector speed for instance. Additionally, the dynamic-mechanical testing revealed a high creep resistance and elasticity since analysed sinusoidal scaffolds (Figure 2) showed no significant difference in mechanical behaviour with and without preloading (10^4 cycles, 1 Hz, 10 % strain, Figure 2B). After 7 days, vital hMSCs largely covered the corresponding scaffold surfaces indicating a promising biological performance.

Schlussfolgerung

Melt electrospinning writing is a promising tool for manufacturing micron sized biocompatible elastomer fibres for tissue engineering scaffolds. These scaffolds have a high creep resistance and tensile strength, unlike most commonly used thermoplastic polymers. However, by the adjustment of the instrumental parameters the fibre diameter and the shape of the sinusoids can be modified easily during processing and thus, enabling to tailor the resulting mechanical characteristics. Here, a desired "toe region" similar to ligament and tendon biomechanics can be engineered. Moreover, the opportunity to print different structure elements in one scaffold by computer-controlled processing offers the opportunity to print complex shapes or even zonal and gradient constructs to address the specific needs of natural tissue.

[1] C. K. Kuo et al., Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology, 2 (2010), 20
[2] T. D. Brown et al., Advanced Materials, 23 (2011), 5651–5657
[3] F. Chen & G. Hochleitner et al., Biomacromolecules, 17 (2016), 208–214
[4] G. Hochleitner et al., Polymer, 55 (2014), 5017-5023

Abb. 1

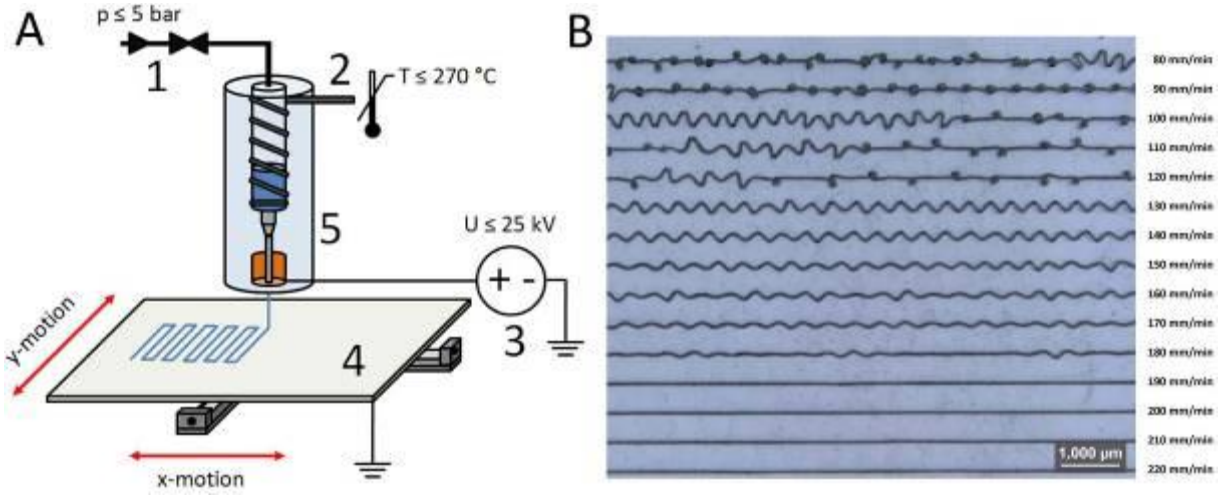
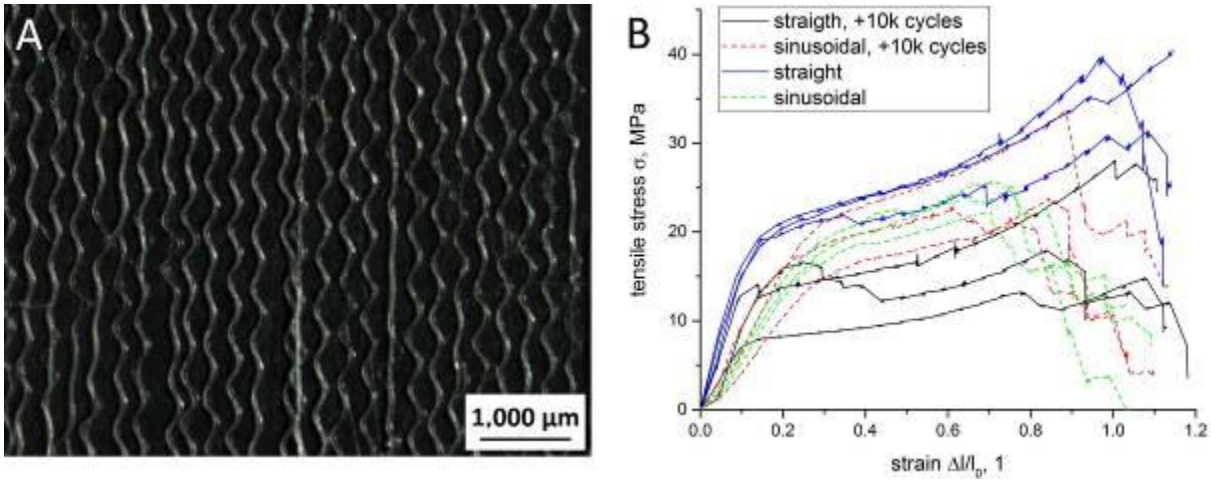

A
p ≤ 5 bar
1
2
T ≤ 270 °C
5
U ≤ 25 kV
+ -
3
4
y-motion
x-motion
B
1,000 µm

Abb. 2


A
1,000 µm
B
straigth, +10k cycles
sinusoidal, +10k cycles
straight
sinusoidal
tensile stress σ, MPa
strain Δl/l0, 1
0
10
20
30
40
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2

V 74

Effects of backward-downhill treadmill training versus manual static plantarflexor stretching on muscle-joint pathology and function in children with spastic Cerebral Palsy

M. Hösl, H. Böhm, J. Eck, L. Döderlein (Aschau i. Chiemgau/DE), A. Arampatzis (Berlin/DE)

Fragestellung

Patients with spastic Cerebral Palsy (CP) are prone to muscle weakness and to equinus deformities, likely affected by small, short and inextensible plantarflexor muscles. Manual stretching is a very popular physiotherapeutic treatment in CP but its effectiveness is strongly debated [1,2]. On the other hand, strength training has been recommend over manual stretching [2]. Since a muscle's contractile modes during training may play a pivotal role in stimulating its response, in particular eccentric training seems beneficial for increasing longitudinal muscle growth in healthy persons [3] and seems capable to improve lower limb flexibility [4]. More specifically, eccentric plantarflexor training can increase passive dorsiflexion and decrease passive resistive torques [5] which would be beneficial in CP, too. Eccentric exercise by backward-downhill treadmill training (BDTT) [6] could therefore be a therapeutic alternative for children with CP. This study compared the efficacy of manual plantarflexor stretching backward-downhill treadmill training on muscle and gait pathology.

Material und Methode

10 children with spastic CP (12 [SD 4] years old, GMFCS I-II) participated in a randomized crossover-study. All had chronic calf muscle contractures and none received any previous surgery to the lower leg. All participants received both treatments (Abb. 1): One group started with manual static stretching, the other one with progressive backward-downhill walking. Each treatment lasted 9 weeks (3 sessions per week) intersected by a wash-out of 5 weeks. Pre and post treatments, 3D gait was assessed during a comfortable and during a fastest possible walking speed condition when ambulating barefoot overground. A Vicon Nexus System with 8 MX-Cameras and 2 AMTI Force plates was used for 3D gait analysis. In addition, Gross-Motor-Function (Dimension D&E) and Timed Up-and-Go tests were performed. For instrumented muscle-joint biomechanical assessment (Abb. 2), brightness mode ultrasonography and hand-held dynamometry were used together with the motion capture system to analyze plantarflexor strength, passive ankle joint flexibility, as well as medial gastrocnemius muscle morphometrics, stiffness and strain on muscle-tendon and joint level. To test treatment effects between stretching and BDTT for statistical significance, an ANCOVA was applied.

Ergebnis

Comparing both treatments, backward downhill walking lead to larger single stance dorsiflexion at comfortable walking speed (+2.9°, P=0.041) and helped to achieve faster maximal walking velocities (+0.10 m/s, P=0.017) during gait analysis. Stretching was counterproductive for knee flexion in swing phase of gait, particularly at faster walking velocities (-5.4°, P=0.003). The instrumented muscle-joint biomechanical assessment showed that plantarflexor strength, ankle joint flexibility (maximum passive dorsiflexion), as well as stiffness on muscle tendon and joint level were not altered, despite similar increases in passive muscle and fascicle strain with both treatments ($P \leq 0.023$). Concerning, the functional mobility assessment, no significantly different treatment responses occurred (all $P \geq 0.138$), but only after backward-downhill walking, Gross-Motor-Function Scores and Timed Up-and-Go time improvements reached significance (P=0.022-0.050).

Schlussfolgerung

Our results suggest that static plantarflexor stretching should not be emphasized in young CP patients with high ambulatory status (GMFCS I and II), since it does not provide any benefits during gait. Backward-dowhnhill walking can be an effective gait treatment, probably improving interlimb-coordination or reducing dynamic stretch sensitivity of the calf muscles. More intense backward-dowhnhill walking (e.g. steeper slope) may be necessary to further alter muscle-tendon properties and induce muscle growth.

[1] Novak et al. Developmental medicine and child neurology.2013;55(10):885-910.
[2] Wiart et al. Pediatric physical therapy 2008;20(2):173-178.
[3] Franchi et al. Acta physiologica (Oxford, England). 2014;210(3):642-654.

[4] O'Sullivan et al. British journal of sports medicine. 2012;46(12):838-845.
[5] Mahieu et al. Medicine and science in sports and exercise. 2008;40(1):117-123.
[6] Hösl et al. Clinical biomechanics. 2016;36:32-39.

Abb. 1

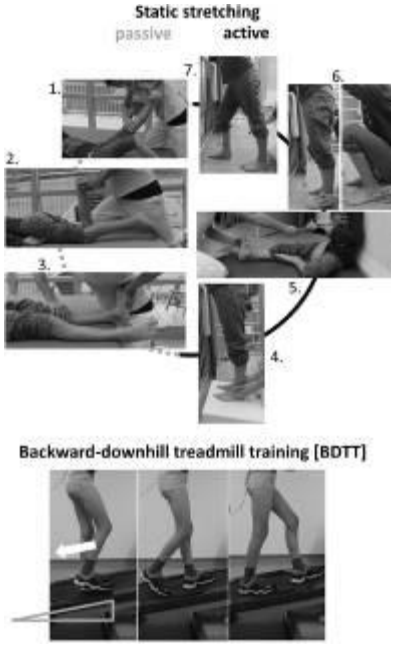
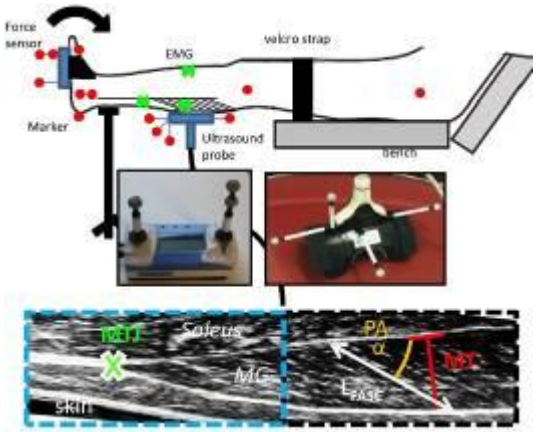


Abb. 2



V 75

Risikomanagement bei Cutting Maneuvern: Entscheidet die Bewegungsausführung über das Verletzungsrisiko?

S. David, I. Komnik, M. Peters (Köln/DE), W. Potthast (Köln, Pforzheim/DE)

Fragestellung

Zu den häufigsten Ursachen für Verletzungen des vorderen Kreuzbandes (VKB) gehören schnelle Richtungswechsel (RW), wie sie während Sportspielen häufig vorkommen. Vor allem im ersten Drittel des Bodenkontaktes müssen Segmentmassen abrupt abgebremst und in die neue Bewegungsrichtung beschleunigt werden. Dabei kann es zu hohen Belastungen der Kniegelenksstrukturen kommen. Die Bewegungsausführung während des Richtungswechsels ist dabei subjektspezifisch und bisher wenig untersucht. Ebenso ist die Bewegungsmechanik bei Richtungswechseln nicht verstanden. Die unbewusste Wahl der Bewegungsstrategie kann das Risiko einer VKB-Ruptur jedoch beeinflussen [1]. Als Risikofaktoren für VKB-Rupturen gelten erhöhte Knievalgus- und Innenrotationsdrehmomente. Dazu gehören Winkel in der Frontalebene sowie eine Hyperextension oder erhöhte Flexion des Kniegelenks in Kombination mit erhöhten Quadrizepskräften. Die vorliegende Studie soll unterschiedliche Bewegungsstrategien bei 90° Richtungswechseln identifizieren und im Folgenden deren Einfluss auf die Kniegelenksbelastung untersuchen.

Material und Methode

Fünfzig Probanden (23 Männer, 27 Frauen) absolvierten je fünf 90° Richtungswechsel in die von ihnen bevorzugte Bewegungsrichtung. 53 passiv reflektierende Marker, 12 Vicon-Kameras (200 Hz) und zwei Kraftmessplatten (Kistler, 1000 Hz) wurden verwendet, um die 3D-Kinematik und Kinetik der Probanden aufzuzeichnen. Für die Berechnung der inversen Dynamik und der Muskelkräfte wurde ein anatomisch-skaliertes AnyBody™-Modell [2] verwendet. Für die Identifizierung der Bewegungsstrategien und die Einschätzung des Risikopotentials wurden die Kinematik und die Kinetik der unteren Extremitäten verwendet, sowie die Muskelkräfte des Mus. Soleus, Mus. Vastus lateralis, medialis und intermedius, Mus. Rectus Femoris, Mus. Adductor Longus, Magnus und Brevis, Mus. Gracilis, Mus. Biceps Femoris Caput Breve Long, Gluteus Maximus und Medius und Mus Gastrocnemius lateralis und medialis. Statistical Parametric Mapping wurde verwendet, um die auf die Standphase normalisierten Kurvenverläufe statistisch auszuwerten.

Ergebnis

Unter den 50 Probanden zeigten 14 einen Rückfuß- (RF) und 36 einen Vorfußaufsatz (VF) beim initialen Bodenkontakt. RF tritt dabei in Kombination mit einer geringeren Körperrücklage und weniger Rumpfvororientierung in die neue Bewegungsrichtung auf. Nach dem initialen Bodenkontakt erfolgte eine stärkere Flexion des Kniegelenks sowie ein deutlich stärkerer Anstieg des Valgusdrehmoments im Vergleich zur VF-Gruppe. Diese zeigte eine stärkere Rücklage und eine deutliche Vororientierung. Die Analyse der Kinematik und Kinetik identifizierte zudem eine dritte Strategie (n=17 FF, Abbildung 1), die über den Vorfuß aufsetzen, jedoch ebenso wie die RF-Gruppe einen starken Anstieg des Valgusmoments zeigten. FF zeichnete sich durch einen flacheren initialen Fußaufsatz sowie eine geringere Vororientierung als die VF-gruppe aus. RF und FF zeigten einen signifikant schnelleren Kraftanstieg der Quadrizepsmuskulatur als VF. FF zeigte das geringste Bewegungsausmaß in der Frontal- und Transversalebene (Abbildung 2).

Schlussfolgerung

Es konnten drei Strategien identifiziert werden. Durch den Anstieg des Valgusmoments für RF und FF, erhöhten Flexionswinkeln für RF sowie der schnelle Kraftanstieg der Quadrizepsmuskulatur ist die Belastung des Kniegelenks erhöht. FF verringert die Übertragung dieser Belastung auf die Ligamente durch die muskuläre Sicherung des Gelenks, was sich in einem geringen Bewegungsausmaß zeigt. Unter Ermüdung oder Druckbedingungen während eines Spiels, kann diese Strategie jedoch fehlschlagen. Da ein Aufsetzen über den Vorfuß zudem als Risiko für Verletzungen des Sprunggelenks gilt, ist die FF Strategie als riskant zu bewerten. VF reduziert das Risiko zu großer Kniegelenksbelastungen durch die Verlagerung des Körperschwerpunkts. Die Kräfte werden damit durch das Gelenkszentrum geleitet, was zu einer Verringerung der Valgusmomente führt. Nicht-antizipierte RW sollen zeigen, ob die identifizierten Strategien stabil sind.

1 Dempsey AR et al. (2007) The effect of technique change on knee loads during sidestep cutting. Med Sci Sport Exer, 39(10).
2 Lund ME et al. (2015) Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. Intern Biom, 2(1).

Abb. 1

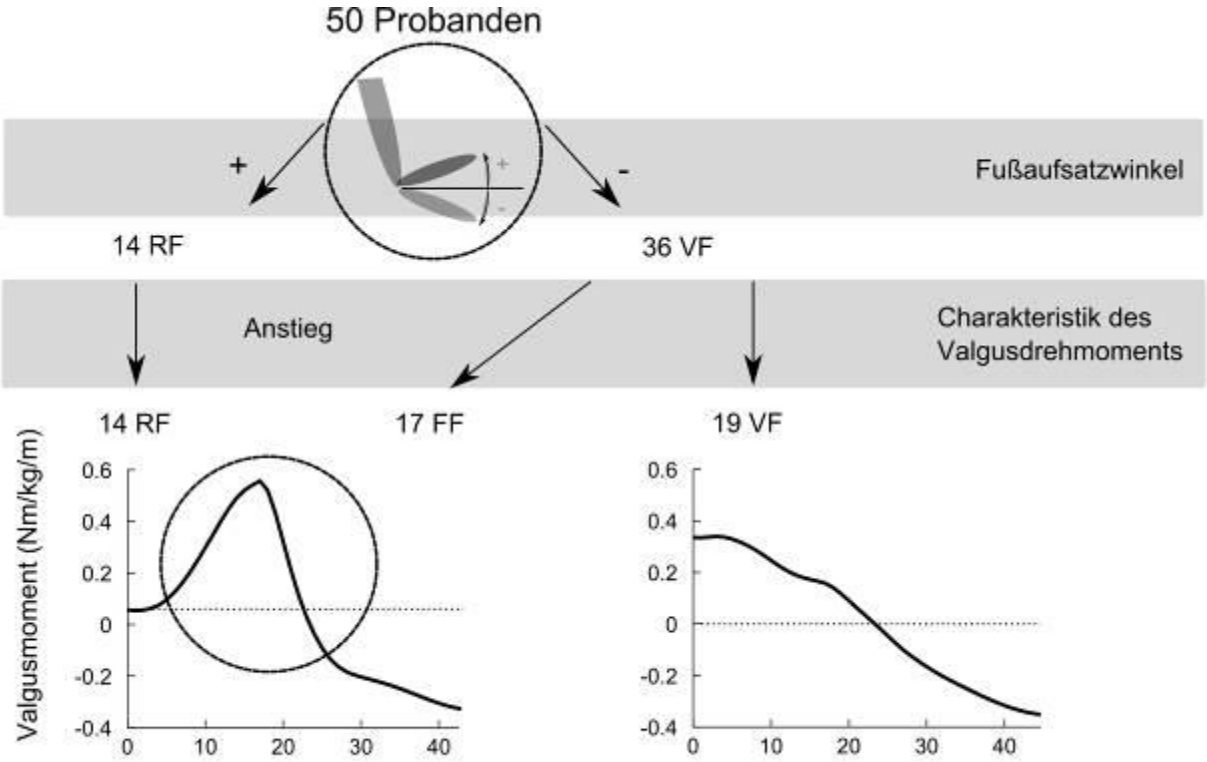


Abbildung 1: Vorgehen zur Einteilung der Gruppen.

Abb. 2

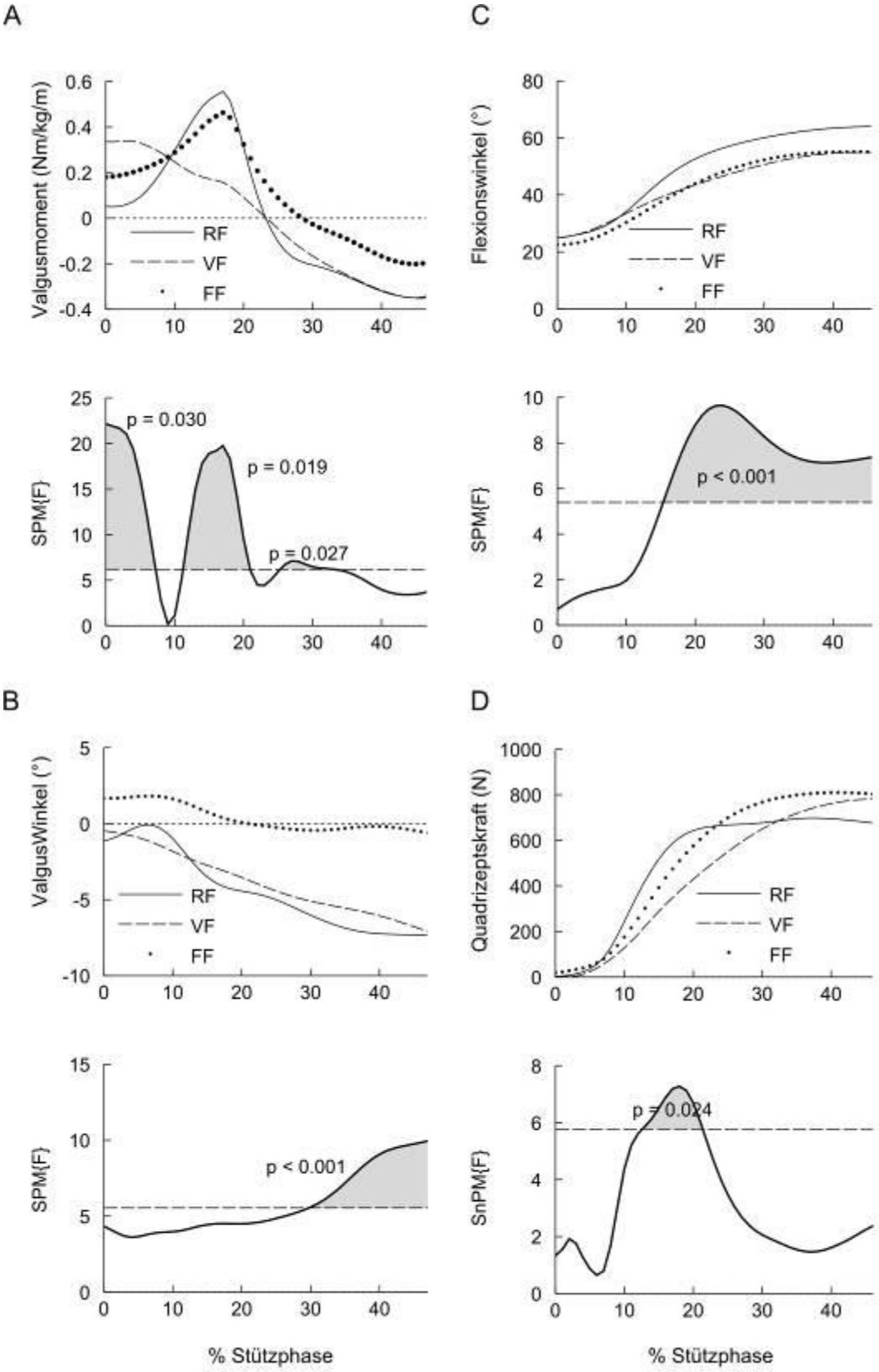


Abbildung 2: Knievalgusdrehtmomente (A), Valguswinkel (B), Flexionswinkel (C) und Quadrizepskraft (D) für RF, FF, und VF. Die mit SPM{F} gekennzeichneten Abbildungen zeigen die Ergebnisse der statistischen Auswertung mittels Statistical Parametric Mapping. Grau schraffierte Flächen zeigen signifikant unterschiedliche Bereiche an.

V 76

Lokale Kontaktsituation an der Schaft-Halsadapter Grenzfläche einer bi-modularen Hüftendoprothese - eine numerische Betrachtung zum Einfluss des Fügewinkels und der Konuswinkeldifferenz

S. Y. Jauch-Matt (Hamburg, Bath/DE), G. Huber, S. Zier, M. M. Morlock (Hamburg/DE)

Fragestellung

In der letzten Dekade wurde eine zunehmende Anzahl modularer Hüftendoprothesen aufgrund von Fretting, Korrosion und/ oder unerwünschten Gewebereaktionen revidiert [1]. Initiiert wurden diese klinisch beobachteten Komplikationen durch Mikrobewegungen an der Konusverbindung. Eine feste Verbindung ist von essentieller Bedeutung, um exzessive Mikrobewegungen zu vermeiden. Ziel dieser Studie war die Bestimmung der lokalen Kontaktsituation an der Schaft-Halsadapter Grenzfläche in Abhängigkeit der Richtung der Fügekraft und der Konuswinkeldifferenz.

Material und Methode

Ein validiertes FE-Model, bestehend aus Schaft (Ti, E = 115.000 MPa, v = 0,34) und Halsadapter (CoCr, E = 225.000 MPa, v = 0,30) wurde basierend auf CAD Daten erzeugt. Eine Hilfskonstruktion mit integriertem Federelement am proximalen Ende des Halsadapters ermöglichte die Simulation der Kontaktentwicklung auch für Bereiche ohne initialen Kontakt der Implantatoberflächen (Abb. 1). Die Schaft-Hals Grenzfläche (Konuswinkeldifferenz $\Delta\alpha = \alpha_{Hals} - \alpha_{Schaft}$ = [0'-10']) wurde als *Surface-to-Surface* Kontakt mit *finitem Sliding* modelliert (μ = 0,2). Der Halsadapter wurde entweder in Richtung der Schaftkonus- oder Kopfkonusachse ($\Delta\gamma$ = 10°) mit einer Last von 8 kN gefügt (Abb. 1), anschließend wieder entlastet und die Kontaktsituation (Fläche und Druck) beurteilt.

Ergebnis

Eine Fügung in Richtung der Kopfkonusachse verursachte im Vergleich zur Schaftkonusachse eine um 20 % verminderte Kontaktfläche, bei nahezu gleichbleibender maximaler Flächenpressung. Eine um 10' höhere Konuswinkeldifferenz führte zur Abnahme der Kontaktfläche um 50 % bei gleichzeitigem Anstieg der Flächenpressung um das 3-fache (Abb. 2). Die Verklemmung erfolgte stets ringförmig um den Konus mit maximalen Flächenpressungen im medialen und lateralen Radiusbereich.

Schlussfolgerung

Eine intraoperative Fügung unter einem Winkel der geringfügig (10°) von der Schaftkonusachse abweicht, führt zu einer unerheblichen Änderung des Kontaktdruckes und somit der Festigkeit der Verbindung. Hingegen nehmen die Konuswinkeldifferenz bzw. die Fertigungstoleranzen an der Konusgrenzfläche eine bedeutende Rolle ein. Bereits minimale Änderungen beeinflussen die Kontaktsituation erheblich.

[1] UK National Joint Registry, 11th Annual Report, 2014

Abb. 1

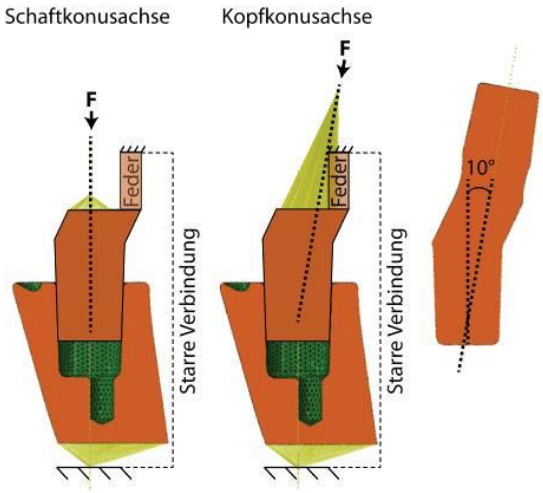


Abb. 1: A.p.-Projektion der Schaft-Halsadapter Grenzfläche mit Schaftkonus- und Kopfkonusachse; die beiden Achsen bilden einen Winkel von 10°.

Abb. 2

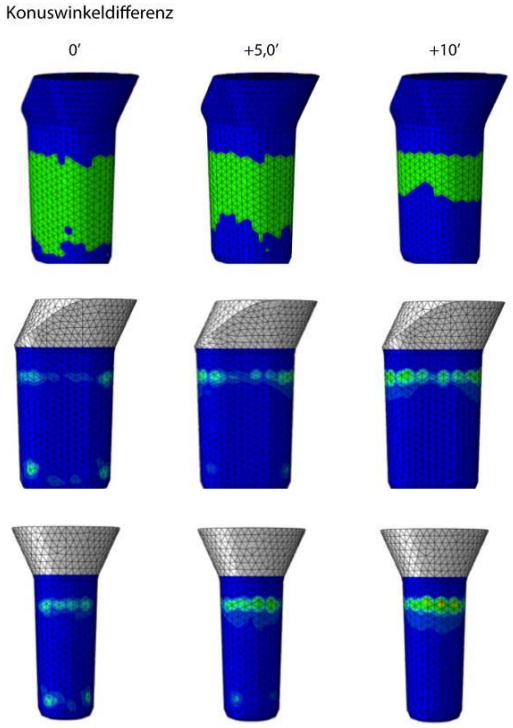


Abb. 2: Kontaktsituation in Abhängigkeit der Konuswinkeldifferenz; jeweils das erste Bild beschreibt die Kontaktfläche (grün dargestellt), gefolgt von der Flächenpressung (qualitativ) an den anterior gelegenen Bereichen des Halsadapters und schließlich der Flächenpressung (qualitativ) im medialen Radiusbereich.

Session 12 • Triboloie

V 77

Korrosion bei anatomischen Schulterprothesen – Eine Explantatstudie.

U. Müller, J. Eckert, S. Jäger, B. Panzram, J. P. Kretzer (Heidelberg/DE)

→ wurde auf Wunsch der Autorin nicht veröffentlicht

V 78

Das in vivo wirkende Anlaufmoment im Hüftgelenk beim Gehen.

P. Damm, A. Bender, G. N. Duda, G. Bergmann (Berlin/DE)

Fragestellung

Die Reibung zwischen Kopf und Pfanne ist ein wesentlicher Faktor für die Lebensdauer des Gelenkersatzes und dessen Gleitflächen. Bei bis zu 40% aller Revisionen muss infolge des Abriebs die Pfanne bzw. das Inlay ausgetauscht werden [Can. Inst. Of Health Inf., 2008]. Erste Untersuchungen mit instrumentierten Implantaten haben gezeigt, dass die Reibung beim kontinuierlichen Gehen im Verlauf des Gangzyklus stetig ändert [Damm et. al 2015]. Im Alltag kommt es jedoch auch immer wieder zu kurzen Unterbrechungen des Ganges. Im Rahmen einer Simulator-Studie konnte gezeigt werden, dass die Reibung nach einer kurzen statischen Belastung deutlich erhöht ist [Morlock et al. 2000].
Ziel der Studie war es das wirkende Anlaufmoment während des Gehens nach einer kurzen statischen Belastung *in vivo* zu untersuchen.

Material und Methode

Für die *in vivo* Messung wurde ein instrumentiertes Implantat mit einer Al2O3/XPE Gleitpaarung verwendet [Damm et. al 2010]. An den Messungen nahmen 10 Patienten teil (8m/2w; Ø58Jahre, Ø 93kg). Die Messungen wurden 17 Monate pOP (12-31) durchgeführt. Die Gelenkkontaktkraft Fres wurde in % des Körpergewichtes (KG) und das Reibmoment Mres in %KGm gemessen.
Aus allen aufgezeichneten Gangzyklen wurden die mittleren Belastungen einzeln für jeden Patienten und Schritt [Bender and Bergmann, 2011], sowie der individuelle dreidimensionale Reibkoeffizient (μ) bestimmt und die Änderungen der Gelenkreibung in Abhängigkeit der durchgeführten Schritte statistisch ausgewertet (Wilcoxon test; $p \leq 0{,}05$).

Ergebnis

In Abb. 1 sind die mittleren Verläufe von Fres, Mres and μ der ersten 4 Schritte nach einer Gehpause dargestellt.
Beim Gehen zeigt Fres zwei typische Maxima, zum Zeitpunkt des kontralateralen Zehenablösens (CTO) und Fersenkontaktes (CHS). Während der ersten 4 Schritte nach einer kurzen Pause (Ø15s) waren die Maxima von Fres mit 266%KG (CTO) und 246%KG (CHS) annähernd konstant (Abb. 1). Die Gelenkreibung (Mres, μ) änderte sich hingegen von Schritt zu Schritt. Im Vergleich zum kontinuierlichen Gehen war die Gelenkreibung (Mres, μ) während des ersten Schrittes im Mittel signifikant um 50% (CTO) bzw. zum 23% (CHS) erhöht.

Schlussfolgerung

Im Rahmen dieser Studie konnte erstmals gezeigt werden, dass die in vivo wirkende Reibung im Hüftgelenk schon nach einer kurzeitigen statischen Belastung um bis zu 50% erhöht ist, im Vergleich zum kontinuierlichen Gehen. Hohe Reibmomente im Hüftgelenk belasten nicht nur die Gleitpaarungen tribologisch, sondern darüber hinaus auch das Pfannen/Becken-Interface bzw. das Taper-Interface mechanisch. Sie sind somit potentielle Risikofaktoren für die Lebensdauer einer Gelenkersatzes, insbesondere in der frühen postoperativen Phase bei einer noch nicht vollständig abgeschlossen knöchernen Integration.

Abb. 1

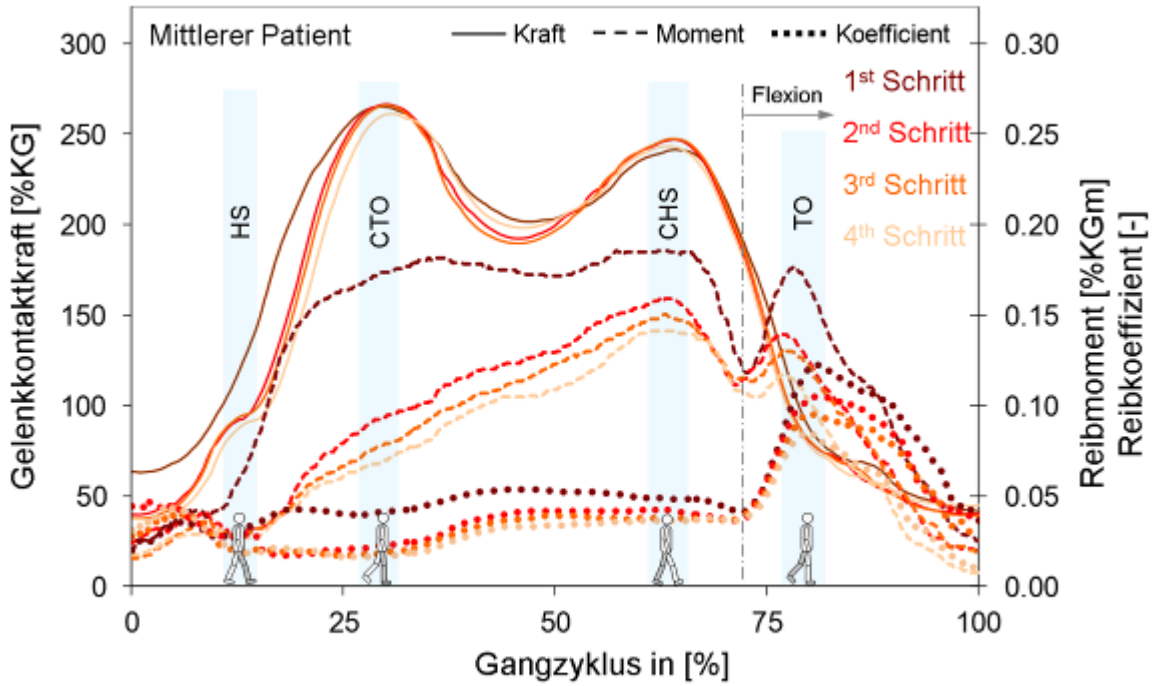


Abbildung 1 mittlere Verläufe (10 Patienten) der Gelenkkontaktkraft (F_{res}), des Reibmoments (M_{res}) und des Reibungskoeffizienten (μ) nach einer mittleren Ruhephase von 12s

V 79

Wie beeinflusst die Gelenkkinematik den Polyethylenverschleiß bei anatomischen Schulterprothesen?

J. P. Kretzer, U. Müller, R. Sonntag, M. Schröder, S. Schröder, S. Braun (Heidelberg/DE)

→ wurde auf Wunsch des Autors nicht veröffentlicht

V 80

UHMWPE-Inlays: Linearer Abrieb und Inzidenz von Osteolysen zeigen große Unterschiede in Abhängigkeit von der Pfannenkonstruktion - eine retrospektive Langzeitanalyse von 45 Fälle

G. Sommer, S. Dubitzki, S. Schleifenbaum, R. Möbius (Leipzig/DE), H. Möttig (Blankenhain/DE), M. Briesemeister (Blankenhain/DE), R. Grunert (Leipzig/DE), T. Prietzel (Leipzig, Blankenhain/DE)

Fragestellung

Die Verwendung größerer Gelenkköpfe in der Hüftendoprothetik muss gegen den potentiell höheren Abrieb abgewogen werden. Klinische Beobachtungen legen nahe, dass Hüftimplantatsysteme bezüglich des PE-Abriebs erhebliche Unterschiede aufweisen und der Kopfdurchmesser eine untergeordnete Rolle spielt. Das Ziel der vorliegenden Studie bestand darin, Patientengruppen hinsichtlich Kopfdezentrierungen und Osteolysen zu analysieren, bei denen vor mehr als 10 Jahren zwei verschiedene Pressfit-Pfannen mit UHMWPE-Inlays implantiert wurden.

Material und Methode

Untersucht wurden Patienten nach HTEP-Implantation im Zeitraum 2003-2004, wobei zwei konstruktiv unterschiedliche Pressfit-Pfannensysteme mit UHMWPE-Inlay zur Anwendung kamen (Gruppe A: Federring-Fixierung; Gruppe B: Formschluss und konische Klemmung). Es erfolgten eine Erhebung des WOMAC-Scores sowie eine klinische und röntgenologische Untersuchung (Gruen-Zonen). Der lineare Polyethylenabrieb wurde mittels erweiterter Röntgenschattenrissanalyse (eRSRA) gemessen. 45 Patienten mit mindestens 10 Jahren Follow-up wurden eingeschlossen.

Ergebnis

Die 31 Patienten der Gruppe A (15 Keramik- und 16 Metallköpfe) waren zur Operation durchschnittlich 71,8 ± 11,2 Jahre alt. Der mittlere lineare Abrieb betrug 1,86 ± 0,99 mm (0,4 - 4,7 mm) bei einem mittleren Follow-up von 138,7 ± 8,3 Monaten. Bei 20/31 Patienten (64,5 %) lagen überwiegend femorale Osteolysen ohne Implantatlockerung vor. Diese fanden sich 16x in Zone 7, 15x in Zone 1, 6x in Zone 2 und 5x in Zone 6 nach Gruen. Der WOMAC-Globalindex der Gruppe A betrug 1. Die 14 Patienten der Gruppe B (10 Keramik- und 4 Metallköpfe) waren zum Zeitpunkt der Operation durchschnittlich 70,2 ± 11,2 Jahre alt. Der mittlere lineare Abrieb betrug 0,86 ± 0,58 mm (0,2 - 2,7 mm) bei einem Follow-up von 137,5 ± 5,8 Monaten. Bei 1/14 Patienten (7,1 %) lag eine femorale Osteolyse in der Gruen-Zone 1 vor. Der WOMAC-Globalindex der Gruppe B betrug 2,1.

Schlussfolgerung

Die Analyse der Gruppen A und B ergab deutliche Unterschiede bezüglich des linearen Abriebs. Dieser war in A mehr als doppelt so groß wie in B. Mit einer mehr als 9-fach höheren Rate in A relativ zu B fiel der Unterschied bezüglich der Inzidenz von Osteolysen noch deutlicher aus. Da beide Inlays aus UHMWPE bestanden, ist zu vermuten, dass die Unterschiede konstruktiv bedingt sind. Außerdem ist zu diskutieren, ob die in Gruppe B verwendete Pfannenkonstruktion mit der Gleitpaarung Keramikkopf – UHMWPE-Inlay bezüglich Abriebresistenz, mechanischen Eigenschaften und biologischer Verträglichkeit den gegenwärtig empfohlenen Paarungen Keramik-XPE oder Keramik-Keramik wirklich unterlegen ist. Der praktische Einfluss des Kopfdurchmessers auf den PE-Abrieb muss angesichts der konstruktiv bedingten Unterschiede kritisch hinterfragt und durch entsprechende Studien nachgewiesen werden.

V 81

Einfluss einer TiNbN-Beschichtung auf den Verschleiß und die Ionenfreisetzung für den endoprothetischen Ersatz des Kniegelenkes

J. P. Kretzer, R. Sonntag, S. Schröder, U. Müller, J. Reinders, S. Braun (Heidelberg/DE)

→ wurde auf Wunsch des Autors nicht veröffentlicht

V 82

Experimentelle Untersuchung des Abriebverhaltens von hochvernetzten Polyethylen-Inserts in Kombination mit keramischen und metallischen Hüftköpfen unter Drittkörperverschleißbedingungen

J. Hembus, L. Lux, M. Jackszis, R. Bader, C. Zietz (Rostock/DE)

Fragestellung

Drittkörperverschleiß ist ein häufig beobachtetes Phänomen in der Hüftendoprothetik. Das Eindringen von Drittkörpern zwischen den Gleitpartnern führt zu einer Verschlechterung der Reibeigenschaften und somit zu einem erhöhten Verschleiß der Endoprothesenkomponenten. Somit kann das Risiko eines Implantatversagens durch die Optimierung der tribologischen Eigenschaften der Reibpartner hinsichtlich Drittkörperverschleiß reduziert werden. Derzeit wird die Langzeitlebensdauer von Hüftendoprothesen unter Simulation des normalen Gehens in standardisierten Verschleißuntersuchungen abgeschätzt. Zusätzlich sollten klinisch relevante Verschleißursachen, wie Drittkörperverschleiß, hierbei berücksichtigt werden. Bisher wurden nur wenige Abriebuntersuchungen zum Einfluss von Drittkörpern mit unterschiedlichen Gleitpaarungen für die Hüftendoprothetik durchgeführt. Das Ziel der vorliegenden Untersuchung ist die Abriebanalyse mittels Hüftsimulator an hochvernetzten UHMWPE Inserts in Kombination mit metallischen und keramischen Hüftköpfen unter dem Einfluss von Drittkörpern.

Material und Methode

Für den Versuch wurden 36 mm ionenbestrahlte CoCr sowie Al2O3 Hüftköpfe gegen 36 mm hochvernetze UHMWPE-Inserts unter Standardtestbedingungen in Anlehnung an die ISO 14242 unter Zugabe von Drittkörpern getestet. Als Drittkörperpartikel wurden radiopaque PMMA-Partikel mit einem 15%igen ZrO2-Anteil mit einer Größe von 100 - 200 µm verwendet. Nach dem Sättigen der UHMWPE-Inserts in Serum erfolgte die Belastung der Implantate über 2,5 Millionen Zyklen im Hüftsimulator in temperiertem Kälberserum (30 g/l) mit einer Partikelkonzentration von 5 g/l. Die Partikel wurden dabei direkt in den Spalt zwischen Insert und Kopf eingebracht. Alle 0,5 Millionen Zyklen erfolgten der Mediumwechsel sowie die gravimetrische Abriebmessung der UHMWPE-Inserts.

Ergebnis

Nach 2,5 Millionen Zyklen war für die Gleitpaarung Al2O3-Keramik gegen UHMWPE eine mittlere Abriebrate von 32,3 ± 11,6 mg pro einer Million Zyklen zu verzeichnen. Für die Gleitpaarung CoCr gegen UHMWPE wurde eine deutlich höhere Abriebrate von 40,4 ± 13,3 mg pro einer Million Zyklen ermittelt. Der Abrieb der UHMWPE-Inserts in Kombination beider Materialien verhielt sich mit steigender Zykluszahl nahezu linear. Bereits nach den ersten 0,5 Millionen Zyklen war der Verschleiß der Inserts makroskopisch in Form von elliptischen Laufspuren an den artikulierenden Flächen deutlich erkennbar. Bei den Hüftköpfen waren makroskopisch die Verschleißbereiche durch matte Stellen mit kleinen Kratzern an der Oberfläche beider Materialien Keramik und CoCr erkennbar. Diese fielen bei den metallischen Köpfen mit Kratzern und matten Bereichen deutlicher aus. Die Inserts zeigten außerdem punktförmige Eindrücke an den Kontaktflächen.

Schlussfolgerung

Drittkörper tragen wesentlich zum Verschleiß künstlicher Gelenke bei. Drittkörper können neben den weichen Gleitpartnern auch die Oberflächen der harten Materialien beschädigen und demzufolge eine Erhöhung der gesamten Verschleißrate bewirken. Die gravimetrischen gemessenen Abriebwerte der UHMWPE-Inserts unter Zugabe von Drittkörpern waren etwa zehnmal so hoch im Vergleich zu den identischen Materialpaarungen ohne Drittkörper. Die metallischen Hüftköpfe zeigten deutliche Verschleißspuren wie Kratzer bedingt durch die Fremdpartikel. Die keramischen Hüftköpfe sind wesentlich resistenter gegenüber Drittkörperverschleiß und zeigen geringeren Verschleiß an den UHMWPE-Inserts, wobei die Abriebrate mit Drittkörpern im Vergleich zu Standardtestbedingung erhöht ist. Die Gleitpaarung Keramik gegen hochvernetztes UHMWPE stellt in Anwesenheit von Drittkörpern aufgrund des geringeren Abriebs und der geringeren Oberflächenbeschädigung als vorteilhaft gegenüber der CoCr-UHMWPE-Paarung dar.

V 83

Facts and F(r)iction: die 3D-Reibungsmessung in totalen Hüft-Endoprothesen

R. Sonntag, S. Braun, S. Jäger, U. Müller, S. Schröder, J. P. Kretzer (Heidelberg/DE)

Fragestellung

Der Verschleiß stellte lange einen Kernbereich der tribologisch-orthopädischen Forschung an totalen Hüft-TEPs dar. Neben den Auswirkungen verschleißinduzierter Implantatlockerungen wirken auf die Gelenkkomponenten und die Verankerungsschnittstellen zum Knochen hin reibungsbedingte Momente und Kräfte, die für intermodulare Frettingphänomene, Geräuschentwicklungen und mechanisch induzierte Pfannenlockerung mit verantwortlich gemacht werden.
Die Bestimmung der absoluten Reibung unterliegt einigen technischen Hürden, um kleinste systemische Störgrößen, u.a. Zwangskräfte aus der Positionierung und Übersprechen der Kraft-Momenten-Sensorik, die im Bereich der zu erwartenden Reibkräfte wirken, zu minimieren. Aus diesem Grund wurden in der Vergangenheit Reibungsmessungen an Hüft-TEPs unter Verwendung vereinfachter Aufbauten realisiert, die eine Übertragbarkeit in die komplexe dreidimensionale Kinematik nicht zwangsläufig erlauben. Die vorliegende Studie dient daher der Beschreibung und Validierung der dreidimensionalen Reibungsmessung in einem Standard-Hüftsimulator unter in vivo Belastungsszenarien.

Material und Methode

Ein Standard-Hüftsimulator wurde dahingehend modifiziert, um hochauflösende Reibungsmessungen zu erlauben. Hierfür wurde zum Ausgleich geringster Abweichungen der Drehzentren der Antriebe und des Gelenkzentrums eine quasi-reibungsfreie Luftlagerung zur Vermeidung von Zwangskräften eingesetzt. Die Messwerte wurden durch eine hochpräzise 6-Komponenten-Kraft/Momentensensorik mit konsekutiver Übersprech-Kompensation erhoben und mittels Matlab weiterverarbeitet.
Zur Validierung des Prüfaufbaus wurde eine ideale, hydrostatisch geschmierte 36mm-Sondergleitpaarung verwendet. Die zu untersuchenden Gleitpaarungen (Keramik-Keramik/Polyethylen) artikulierten im Simulator in temperiertem Kälberserum innerhalb einer geschlossenen Kammer. Untersucht wurden die Aktivitäten a.) ISO 14242-1, b.) Normales Gehen, c.) Treppe aufsteigen, d.) Treppe absteigen und e.) Ganginitiierung unter Maximallast (Start-Stop), wobei b.) bis e.) aus Probandendaten (Ganganalyse und Orthoload Datenbank) gewonnen wurden. Anschließend wurden die resultierenden Reibmomente sowie die Reibmomente um die Konusachse bestimmt.

Ergebnis

Die Validierungsmessungen mit dem hydrostatischen Gleitlager zeigten nach vollständiger Separierung der Gleitpartner (ideales Lager) unter der standardisierten Kinematik nach ISO 14242-1 eine kaum messbare Reibung im Bereich des Systemrauschens, d.h. vernachlässigbare systemischen Störgrößen wie z.B. die Massenträgheit der Antriebe. Unter den verschiedenen Aktivitäten wurden charakteristische Reibverläufe über den Gangzyklus ausgemacht, wobei sich die maximalen resultierenden Reibmomente bei gleichzeitig hohen Lasten und niedrigen Relativgeschwindigkeiten zeigten. Unter kontinuierlicher Bewegung wurden maximale resultierende Reibmomente von weniger als 6 Nm bzw. maximale Momente um die Konusachse von weniger als 2 Nm bestimmt. Das Losbrechmoment nach einer kurzen Pause hingegen zeigte sich erhöht, wobei CoC- im Gegensatz zu CoP-Gleitpaarungen eine deutliche Zunahme um ca. das dreifache der Werte bei kontinuierlicher Bewegung über die Pausendauer aufwiesen.

Schlussfolgerung

Die dreidimensionale Reibungsmessung im Hüftsimulator erlaubt einen tiefen Einblick in die Funktionsweise einer Hüft-TEP-Gleitpaarung über den Verlauf der Aktivität und lässt somit direkte Rückschlüsse auf das Schmierungsverhalten zu. Sie stellt daher eine wichtige Erweiterung der präklinischen Testung dar, besonders auch vor dem Hintergrund der steigenden Diskussion um reibkorrosiven Verschleiß in den Konusschnittstellen. Die reproduzierbare Anpassung der Aktivität ermöglicht zudem die Identifizierung kritischer Szenarien bei verschiedenen Implantatmaterialien, -größen und Einbaulagen, wie z.B. die Ganginitiierung unter Maximallast, die deutlich erhöhte maximale resultierende Reibmomente aufweisen.

Abb. 1

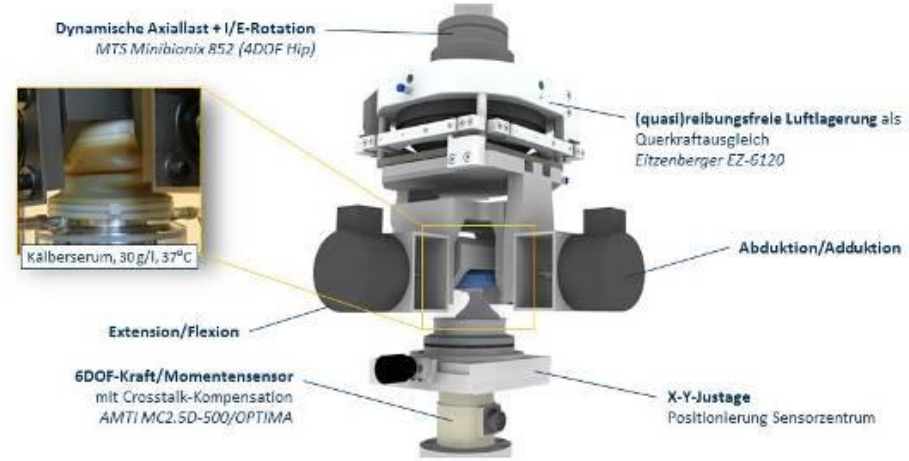
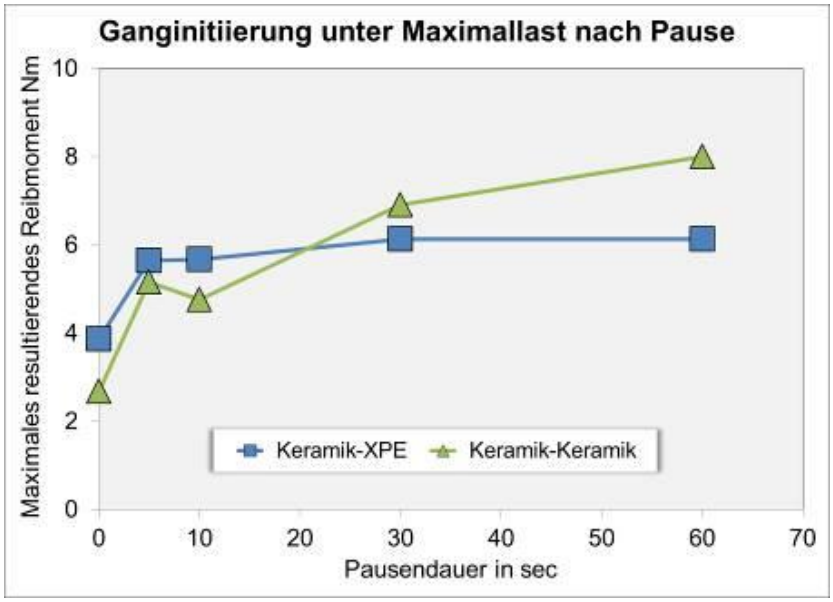

Dynamische Axiallast + I/E-Rotation
MTS Minibionix 852 (4DOF Hip)
(quasi)reibungsfreie Luftlagerung als
Querkraftausgleich
Eitzenberger EZ-6120
Kälberserum, 30 g/l, 37°C
Abduktion/Adduktion
Extension/Flexion
6DOF-Kraft/Momentensensor
mit Crosstalk-Kompensation
AMTI MC2.5D-500/OPTIMA
X-Y-Justage
Positionierung Sensorzentrum

Abb. 2


Ganginitiierung unter Maximallast nach Pause
Maximales resultierendes Reibmoment Nm
0
2
4
6
8
10
0
10
20
30
40
50
60
70
Pausendauer in sec
Keramik-XPE
Keramik-Keramik

Session 13 • Mechanobiologie und Regeneration

V 84

Molecular response of chondrocytes to dynamic compression in osteochondral tissue engineering constructs

S. Scholtes, E. Krämer, M. Rütze, A. Krase, W. Roth (Heidelberg/DE), R. Luginbühl (Bettlach/DE), C. Bürkle W. Richter (Heidelberg/DE), Jennifer Fischer (Aachen/DE)

Fragestellung

Engineered osteochondral constructs model best the junction of cartilage and subchondral bone. Specific molecular events were identified in osteochondral constructs secondary to dynamic compression but still, molecular pathways triggered by physiological loading are poorly defined. Aim of this study was to identify mechano-regulated genes and signaling pathways in chondrocytes cultured in osteochondral constructs. Information of kinetics following mechanical loading can be used to optimize the time window and duration of therapy in the clinic.

Material und Methode

Human chondrocytes were seeded on cylindrical collagen I/III scaffolds connected to a cell-free β-TCP block. Biphasic constructs grown in chondrogenic medium for 35 days were subjected to dynamic compression (25% strain, 1 Hz, 3h). Matrix deposition, mechanical hardness and newly synthesized proteoglycans were analyzed. Transcript levels determined by microarray profiling were validated by quantitative real-time PCR and protein levels were evaluated using Western blotting.

Ergebnis

Matrix content and hardness of the constructs were not affected by dynamic compression. A significant increase in the newly synthesized proteoglycan by compression indicated that the used loading protocol was anabolic. According to SAM analysis, the immediate early cell response was characterized by a significant regulation of 115 genes of which 46 were upregulated at least two-fold. AP-1 relevant transcription factors and SOX9 were significantly upregulated and target genes of the TGF-β, MAPK and Wnt signaling pathways were altered. An early peak in gene expression was found 0h after compression for SOX9, FOS and AXUD1 and returned to initial levels 2h later. Mechanosensitivity of SOX9 and pERK were confirmed by Western blotting indicating that SOX9 and MAPK signaling pathways are highly mechanosensitive.

Schlussfolgerung

This study associates novel genes with mechanoregulation in chondrocytes and confirms regulation of SOX9 and other genes in response to mechanical loading. It provides deeper insights into the complex time-regulated expression of mechanosensitive genes and pathways whose modulation is promising for the generation of high-level cartilage replacement tissue.

V 85

Efficient development and storage of personalized small diameter vascular grafts from human umbilical cord artery

P. Mallis, E. Michalopoulos, M. Katsiboulas (Athens/GR), D. Dipresa, S. Korossis (Hannover/DE), J. Zoidakis A. Vlahou, C. Stavropoulos-Giokas (Athens/GR)

→ wurde nicht präsentiert

V 86

Transplantation of Decellularised Allogenic Aorta in the Rat Model

M. Katsimpoulas (Athens/GR), L. Morticelli (Hannover/DE), E. Michalopoulos, I. Gontikas, P. Mallis
C. Stavropoulou-Gkiokas, A. Kostakis (Athens/GR), S. Korossis (Hannover/DE)

Fragestellung

Peripheral arterial disease leads to the damage of blood vessels which can be replaced by using synthetic, autologous or allogenic vascular grafts. Current replacement approaches employ biocompatible materials solutions that are not able to regenerate or grow with the patient. The aim of the overall project was to investigate the in vivo biocompatibility of allogenic rat abdominal aorta, treated with a newly developed decellularisation protocol.

Material und Methode

The morphology and cellularity of Wistar Kyoto (WKY) syngrafts and of Dark Agouti (DA) allografts, before and after decellularisation, were assessed in terms of histological and immunohistochemical analysis, and their mechanical integrity was assessed with uniaxial tensile loading to failure tests. The immunogenicity of untreated and decellularised allografts, as well as of syngenic grafts, were assessed in vivo in orthotopic position in Wistar Kyoto (WKY) rats and compared. In particular, T cells and macrophages presence was investigated three months after implantation through immunohistochemical and morphometric analysis. Mechanical integrity and histoarchitecture of all explants were also investigated and compared.

Ergebnis

No particular difference was observed in the histoarchitectures of native WKY and DA rats, which showed the typical three-layered structure. The histological analysis of decellularised DA rat aorta did not reveal any remaining cells. Explanted untreated allografts showed media necrosis, partial elastic fibres degradation and lymphocytes (CD3+, CD4+) and macrophages (CD68+) presence in the adventitia, as well as adventitia thickening. Decellularised allografts showed a reduction of the immune injury, compared to untreated allografts. Syngrafts showed a mild immune response, with intact media and no lymphocytes presence. Explanted untreated allografts showed significantly decreased failure strength than both native recipient tissue and explanted decellularised allografts, and significantly lower collagen phase slope than decellularised allografts before implantation.

Schlussfolgerung

In conclusion, the results from this study showed that the newly developed decellularisation protocol did not affect the mechanical and histological properties of native DA rat aorta and the immune response was improved by decellularisation treatment.

V 87

Einfluss von Mikrobewegungen auf das Proliferations- und Differenzierungsverhalten humaner Osteoblasten

J. Ziebart, S. Fan, P. W. Kämmerer, R. Bader, A. Jonitz-Heincke (Rostock/DE)

Fragestellung

Mikrobewegungen zwischen Implantat und umliegendem Knochengewebe führen zu einer mechanischen Belastung der Knochenzellen im Interface. Während sich kleine Mikrobewegungen (< 40 µm) positiv auf das Einwachsverhalten zementfrei eingebrachter Implantate auswirken können, führen höhere Mikrobewegungen zur Entstehung von Bindegewebe im Knochen-Implantat-Interface und zu einem erhöhten Risiko aseptischer Implantatlockerungen. Als kritische Grenze wurden hierfür Mikrobewegungen zwischen 50 und 150 µm postuliert. Daher wurde in der vorliegenden *in vitro* Studie der Einfluss von Mikrobewegungen von verschiedenen Größenordnungen auf die Viabilität und Differenzierung humaner Osteoblasten untersucht.

Material und Methode

Es wurde ein System zur Applikation von Mikrobewegungen auf Zellen *in vitro* aufgebaut. Dabei verschiebt ein Piezomotor die 6-Wellplatte gegenüber Ti6Al4V-Zylinder, welche auf dem Wellboden aufliegen und einen Druck von 540 Pa auf die Zellen ausüben. Humane Osteoblasten wurden aus Hüftköpfen (AZ 2010-10) isoliert und in einer Dichte von 5,6 * 104 Zellen/cm2 auf Kollagenvliese eingesät. Nach 24 h Kultivierung wurden sinusförmige Mikrobewegungen mit einer Frequenz von 1 Hz (25 µm, 50 µm, 100 µm) für 6 h täglich an drei aufeinanderfolgenden Tagen aufgebracht. Als Kontrollen wurden nicht mechanisch beanspruchte Kollagenvliese mitgeführt. An Tag 4 wurde die Stoffwechselaktivität, Kollagensynthese und Alkalische Phosphatase (ALP)-Aktivität in Abhängigkeit von der Zellzahl bestimmt. Weiterhin wurde die Genexpression der Differenzierungsmarker Col1A1, ALP und Osteocalcin sowie die TIMP-1/MMP-1 und OPG/RANKL-Expression untersucht.

Ergebnis

Nach Applikation von Mikrobewegungen mit einer Amplitude von 25 µm waren Proliferation und Stoffwechselaktivität der humanen Osteoblasten erhöht. Ebenso wurde die Genexpression von Osteocalcin nach kleinen Mikrobewegungen hochreguliert. Auf Proteinebene zeigte sich eine verringerte Kollagen Typ I-Synthese in den mit Mikrobewegungen belasteten Proben im Vergleich zur unbelasteten Kontrolle. Dagegen nahm die ALP-Aktivität bei einer Applikation von Mikrobewegungen tendenziell mit zunehmender Amplitude ab. Gleiches wurde für die relative Expression von TIMP-1 im Vergleich zu MMP-1 beobachtet. Die OPG/RANKL-Ratio blieb nach Mikrobewegungen von bis zu 100 µm weitgehend unverändert.

Schlussfolgerung

Die Untersuchungen zeigen, dass kleine Mikrobewegungen (25 µm) einen positiven Einfluss auf die Zellviabilität und Differenzierung von Osteoblasten besitzen. Höhere Mikrobewegungen (≥50 µm) wirken sich dagegen negativ auf die Osteoblastenfunktion aus und begünstigen somit den Knochenabbau. Die Ergebnisse bestätigen ähnliche Arbeiten mit *in vitro* Systemen, die eine verringerte Kollagensynthese und ALP-Aktivität infolge von Druckbelastung und Mikrobewegung beschrieben haben. In nachfolgenden Versuchen sollen Mikrobewegungen über einen längeren Zeitraum und mit größerer Amplitude appliziert und die Auswirkung komplexerer Mikrobewegungen, die die Belastungen während des Bewegungszyklus realistischer abbilden sollen, auf das Zellproliferations- und Differenzierungsverhalten untersucht werden.

V 88

Advanced preservation methodologies for decellularized cardiovascular scaffolds

S. Zouhair, P. Aguiari, L. Iop (Padua/IT), S. Korossis, W. F. Wolkers (Hannover/DE), G. Gerosa (Padua/IT)

Fragestellung

Decellularized xenogeneic scaffolds have the potential to be used as starter implants for guided tissue regeneration in heart valve surgery. Development of long-term preservation methods for these grafts is of major importance to prolonging their shelf-life. The objective of this study was to evaluate the suitability of three different preservation methods, including slow-freezing-rate cryopreservation, vitrification, and freeze-drying, for preservation of decellularized bovine pericardial (DBP) scaffolds.

Material und Methode

Bovine pericardium was decellularized using Triton X-100, cholic acid and endonucleases. Following decellularization, DBP samples were subjected to either slow-freezing-rate cryopreservation, vitrification or freeze-drying (n=6 in all cases). Slow-freezing-rate cryopreservation was conducted at ~1°C/min using 10% DMSO as cryoprotectant. Vitrification was performed using VS83 (4.65mol/L formamide, 4.65 mol/L DMSO and 3.31 mol/L Propylene glycol in EuroCollins solution) and cooling above the vapour phase of liquid nitrogen. Freeze-drying was done using a programmable freeze-drier with temperature-controlled shelves, whereas the samples were infiltrated with sucrose for lyoprotection. The impact of the preservation methods on the structural integrity of the scaffolds was assessed using histological staining, scanning electron microscopy (SEM) and uniaxial tensile testing. Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) was used to study the overall protein secondary structure and differential scanning calorimetry (DSC) was used to determine thermal protein denaturation profiles.

Ergebnis

The histological staining and SEM revealed that the extracellular matrix (ECM) integrity was maintained after the preservation treatments compared to the non-preserved control. Inspection of the protein amide-I band (1600–1700 cm−1) in the FTIR spectra showed no statistically significant differences in the overall protein secondary structure after preservation and reconstitution. The DSC results indicated that the protein denaturation temperature was not significantly affected by any of the preservation protocols. The cryopreserved group demonstrated a significantly increased collagen phase modulus compared to the non-preserved control group ($p<0.001$) indicating a decrease in scaffold compliance. The collagen phase modulus of the cryopreserved group was also significantly increased compared to the vitrified group ($p<0.001$). Statistically significant differences were also found in the ultimate tensile strength between the cryopreserved and vitrified groups ($P<0.05$). All preservation methods resulted in increased scaffold thickness compared to the non-preserved control ($p\leq0.05$).

Schlussfolgerung

The most commonly used preservation method for cardiovascular tissue banking is cryopreservation by slow rate freezing. It is shown, however, that cryopreservation of pericardial tissues using 10% DMSO and slow rate freezing results in more rigid tissues compared to vitrified or freeze-dried tissues. This change in mechanical properties might be caused by damage due to ice crystal formation disturbing the ECM. Uniaxial tensile testing studies indicated that vitrification and freeze-drying did not modify the biomechanical behaviour of the scaffolds. Histology indicated no differences in the ECM after any of the preservation procedures, and also proteins were found to be stable. Whereas cryopreserved or vitrified scaffold are usually stored in liquid nitrogen or a mechanical freezer and include the use of toxic cryoprotectant, freeze-drying is done with non-toxic protective agents and samples can be stored at room temperature, which has clear advantages for biobanking and transport. It is suggested that freeze-drying could replace currently used cryopreservation and vitrification approaches for preservation of decellularized scaffolds.

V 89

In vitro calcification – development of new and improved model of *in vivo* processes

C. D'Alessandro (Patras/GR), C. Fidalgo, G. Gerosa (Padova/IT), S. Korossis (Hannover/DE), P. Koutsoukos D. Mavrilas (Patras/GR)

Fragestellung

Calcification is one of the main causes for long term dysfunction of biological heart valves. Current biological prosthesis are limited in their life span due to the deposition of calcium phosphate crystals that damage the tissular structures and consequently alter the mechanical properties of the valves restricting the correct heart valve function. An estimated 2-4% of the populations over 65 suffer from a type of calcific aortic stenosis that range from mild to extensive, the latter case leading to a replacement. Currently there are no methodologies for *in vitro* reliable evaluation of the calcification potential of prosthetic heart valves. On the other hand, *in vivo* models are both expensive and time consuming. In the present work an *in vitro* model is presented allowing fast and accurate assessment and comparison of the calcification potential of different biomaterials. Comparative studies are thus possible on the basis of measurements of the kinetics of calcification.

Material und Methode

The first part of the work included the development of an improved constant supersaturation system (CSR) that enabled the evaluation of the mineralization potential of scaffolds for tissue engineering based on the kinetics of mineral growth. The constant supersaturation system developed is a successful simulation of the chemical environment corresponding to physiological conditions in which the levels of calcium and phosphate are kept constant, as it would occur *in vivo.* Four tissue types were tested in our system including: deep frozen untreated porcine pericardia (FPP), deep frozen untreated bovine pericardia (FBP), glutaraldehyde treated bovine pericardia (BPG) and decellularized bovine pericardia (DBP).
The second part, aimed at investigating the influence of mechanical stresses in the calcific process of glutaraldehyde fixed aortic roots. The CSR was adapted to a simple, yet accurate, circulatory loop designed to simulate physiological and pathological flow conditions. In both methodologies, the kinetics of the process was monitored on-line by a computer-controlled syringe pump supplying ions of the mineralized phase at the appropriate stoichiometric ratio. The rate of addition was adjusted so that the solution supersaturation was maintained throughout the mineralization process. The chemical and morphological identification of the deposits was done by energy dispersive microanalysis (EDS) and scanning electron microscopy (SEM) respectively. The solution composition in calcium and phosphorus was examined by atomic absorption spectroscopy and UV-Visible spectrophotometry respectively.

Ergebnis

In the first part of the study, BPG samples showed increased calcification rates ($4.022 \pm 0.717 \times 10^{-8}$ mol m^2 s^{-1}, n=5) compared to FPP (n=4), which did not mineralize. For the second part of the work, the preliminary study of glutaraldehyde fixed heart valves in the circulatory loop showed accelerated pH drop of whole aortic roots in comparison with blank (no tissue) experiments done at mild flow conditions (2.5±0.2lt/min @ 60±2BPM). The pH drop is concomitant to the formation of the mineral phase.

Schlussfolgerung

A novel model for *in vitro* screening of the calcification potential of tissue engineered scaffolds was developed. The model allowed for precise and highly reproducible chemical kinetics measurements. Current experimental work focuses on the statistical assessment of the mineralization potential of tissues of interest. Experiments with DBP and FBP are still in progress. The dynamic *in vitro* model developed was able to simulate physiological pressures and flow conditions through the valves and a correct valve movement during systole and diastole in each flow cycle. The experimental model developed proved is a powerful tool for the investigation of the effect of mechanical loading in calcification of valvular scaffolds. SEM-EDS analysis is currently in progress to confirm the presence of calcium crystals in the studied aortic roots.

Abb. 1

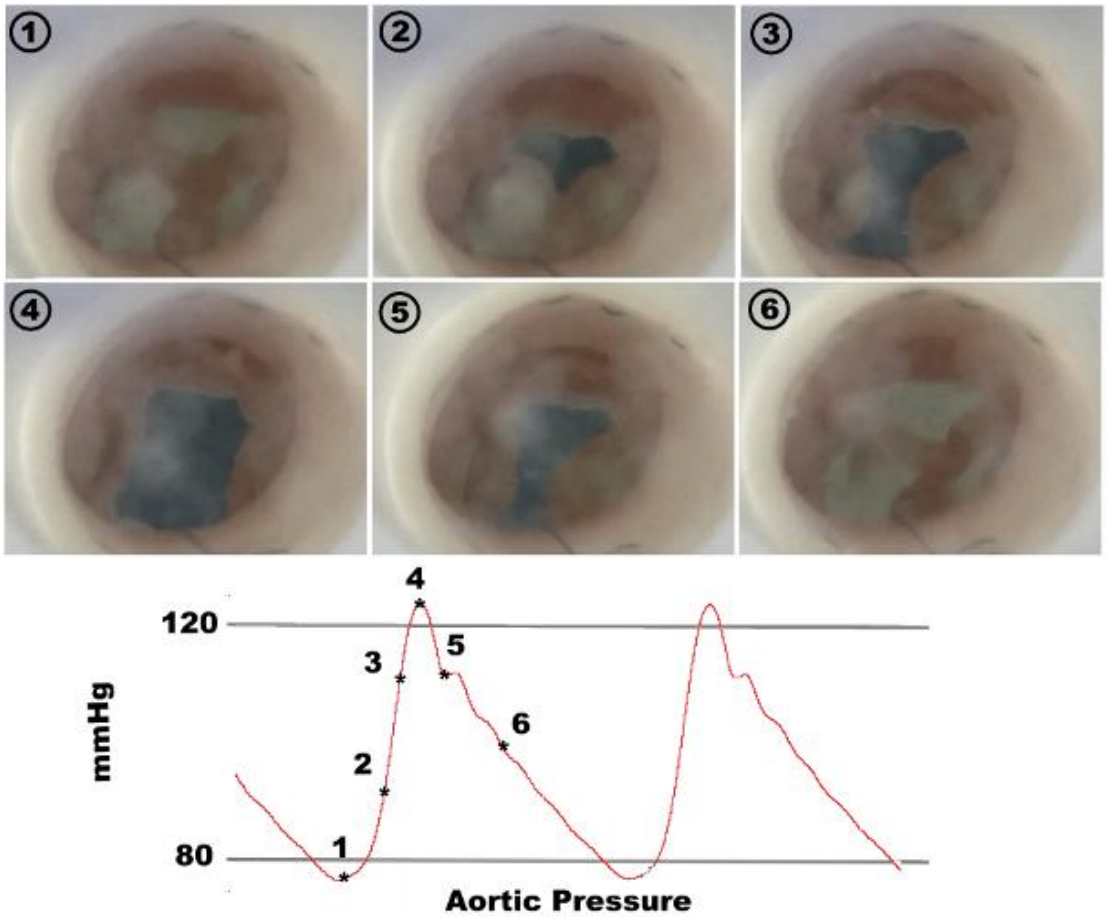
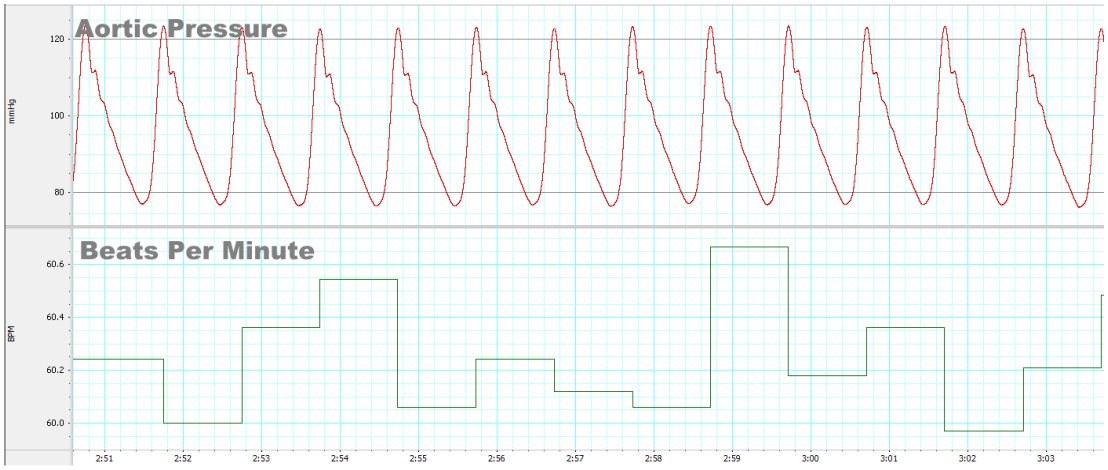

1
2
3
4
5
6
120
80
mmHg
Aortic Pressure

Abb. 2


Aortic Pressure
mmHg
120
100
80
Beats Per Minute
BPM
60.6
60.4
60.2
60.0
2:51
2:52
2:53
2:54
2:55
2:56
2:57
2:58
2:59
3:00
3:01
3:02
3:03

V 90

Sterilization Methodology for Decellularized Cardiovascular Pericardial Scaffolds

C. Fidalgo, P. Aguiari, L. Iop, A. Bagno (Padova/IT), M. Harder (Hannover/DE), D. Mavrilas (Patras/GR)
M. Sciro, G. Palù (Padova/IT), S. Korossis (Hannover/DE), G. Gerosa (Padova/IT)

Fragestellung

Owing to the limited availability of homograft and the limitations of prosthetic valves, decellularized xenogeneic pericardial scaffolds have emerged as a promising solution for the construction of engineered heart valves. The main advantages of decellularized xenogeneic scaffolds are their great availability, the optimal preservation of the extracellular matrix (ECM) components and the possibility to avoid chemical fixation with glutaraldehyde. One of the main barrier for their clinical application is the lack of dedicated effective sterilization methods that do not affect the functional and biological properties of scaffolds. The purpose of this study is to evaluate the sterility effectiveness together with the structural and biological effects of a sterilization protocol based on the utilization of antibiotics, antimycotics and peracetic acid optimized for decellularized pericardia from bovine and porcine.

Material und Methode

Bovine and porcine pericardia were decellularized according to the established in-house protocol (TRICOL), which is based on Triton X-100, cholic acid and endonucleases. The decellularized scaffolds were treated with an antibiotic and antimycotic (AA) cocktail (comprising vancomycin, gentamicin, cefoxitin and amphotericin B), followed by exposure to either 0.1% (v/v) or 0.05% (v/v) peracetic acid (PAA). Controlled contaminations with Gram+ and Gram- bacteria were employed to verify the effectiveness of the sterilization procedure. The sterility of the scaffolds was assessed according to European Pharmacopoeia guidelines, while qualification and quantification of residual contaminants were performed using MALDI-TOF analysis and the Most Probable Number (MPN) method, respectively. Mechanical (uniaxial tensile test), structural (histology, biochemistry and scanning electron microscopy (SEM)) and biological (cytotoxicity and cytocompatibility) analyses were performed to investigated the effect of the sterilization procedure on the decellularized pericardia.

Ergebnis

Treatment with AA and PAA at both concentrations was proven effective for the sterilization of decellularized xenogenic pericardia. Biomechanical evaluation demonstrated the preservation of mechanical properties as ultimate tensile strength, failure strain and Young"s modulus of bovine scaffolds, whereas differences were observed for the porcine ones after PAA treatment. Histological and SEM evaluation revealed unaffected scaffolds after 0.05% PAA treatment. However, damages on ECM were observed after 0.1% PAA treatment in porcine scaffolds. Major components of ECM (glycosaminoglycans and hydroxyproline) were found unaffected after the sterilization procedure by biochemical analyses in all pericardial treated scaffolds. Cell seeding experiments disclosed the non-cytotoxicity of sterilized pericardial bovine and porcine scaffolds. In addition, the decellularized scaffolds sterilized with the proposed method supported human mesenchymal stem cells adhesion and proliferation in vitro.

Schlussfolgerung

PAA treatment provided sterile porcine and bovine pericardial scaffolds after controlled contamination. The biomechanical, structural and biochemical characteristics were preserved for the bovine scaffolds, whereas the porcine scaffolds demonstrated some significant changes in the biomechanical properties, compared to the untreated control, as well as some ECM structural damage. These results indicated that PAA could effectively sterilize the decellularised scaffolds, while preserving the ECM components and characteristics. Even though some characteristics of porcine scaffolds were affected, the major components of the ECM were maintained. Additionally, the treatments did not interfere with the biological properties of either scaffold after cell seeding. The developed sterilization protocol was optimized for the tissues in study and could be adapted for the sterilization of other soft decellularized tissues.

Acknowledgments: This research was supported by the People Programme (Marie Curie Actions) of the European Union"s Seventh Framework Programme FP7/2007-2013/ under REA grant agreement n° 317512.

Session 14 • Frakturheilung und Implantate

V 91

Entwicklung einer minimalinvasiven Osteosynthesetechnik für "Open Book" Verletzungen des Beckens.

T. Fritz, B. Braun, N. T. Veith, F. Strobel, L. Mettelsiefen, T. Pohlemann, A. Pizanis (Homburg/DE)

Fragestellung

Das Standardverfahren zur Osteosynthese einer Symphysensprengung ("Open-Book-Verletzung), stellt derzeit die winkelstabile Plattenosteosynthese dar. Um die Komplikationsrisiken zu reduzieren, soll als neuer Ansatz ein minimalinvasiver Zugang etabliert und die Stabilisierung der Symphyse durch einen Fixateur interne, welcher bereits im Rahmen von Wirbelkörperfrakturen zum Einsatz kommt (USS, Synthes, Umkirch, Deutschland) entwickelt werden. In dieser Studie wurde der Fixateur interne mit bereits etablierten Plattenosteosynthesemethoden am künstlichen Beckenmodell verglichen. Auf der Grundlage dieser Daten soll der Fixateur interne in der Zukunft zunächst noch auf eine Dauerbelastung getestet und dann als neue Behandlungsstrategie am Patienten angewandt und etabliert werden.

Material und Methode

Für die diese Studie, wurden anatomisch korrekte synthetische Becken (Modell 4060®, Synbone, Schweiz) verwendet. Um eine "Open Book"-Verletzung (Typ B1.1 u. B1.2) zu simulieren, wurden die Symphyse und das linke Sakroiliakal-Gelenk durchtrennt. Anschließend wurde eine Druckmessfolie in die Symphyse montiert.

Gruppeneinteilung (je 5 Becken):
Gruppe 1: Kontrollgruppe (Repositionszange)
Gruppe 2: 4,5 mm DC-Stahlplatte
Gruppe 3: 3,5 mm winkelstabile DC-Stahlplatte
Gruppe 4: Fixateur interne
Messzeitpunkte Plattenosteosynthese:
Phase I: Osteosynthese der medialen Schrauben
Phase II: Implantation der lateralen Schrauben
Phase III: finale Osteosynthese
Phase IV,V: axialer Druck(200-300N und 300-400N)
Phase VI: Restkraft nach Untersuchung
Messzeitpunkte Fixateur interne:
Phase I: "Lordosierung" der Schanz-Schrauben, zudrehen Fixateurbacken
Phase II: "Kyphosierung" durch Repo-Zange, Fixation d. Querträgers
Phase III-VI siehe Messzeitpunkte Plattenosteosynthese
Vertikale und horizontale Bewegungen wurden mittels 3D-Ultraschall-Sensoren (Zebris, Isny, Deutschland) erfasst.

Ergebnis

In Phase I zeigte der Fixateur interne eine signifikant höhere wirkende Kraft in der Symphyse gegenüber den Gruppen 1 und 3, allerdings nicht gegenüber der DC-Platte (Gruppe 2). In Phase II und III zeigte der Fixateur interne eine signifikant höher wirkende Kraft gegenüber allen Gruppen. Außerdem zeigte die winkelstabile Platte eine signifikant höher wirkende Kraft in der Symphyse gegenüber Gruppe 1 und 2. Unter axialer Belastung zunächst bis 300 N (Phase IV) und dann bis 400 N (Phase V) zeigte der Fixateur interne gegenüber allen Gruppen eine signifikant höhere Kraft in der Symphyse. Des Weiteren zeigte sich das Kraftzentrum in den Gruppen 2 und 3 im kranialen Bereich vor allem unter Belastung, während der Fixateur die Kraft auf die ganze Symphysenfläche verteilen konnte. Die mittels 3D-Ultraschall (Zebris) Bewegungen des Beckens zeigten keine signifikanten Unterschiede in allen Gruppen.
Schlussfolgerung
Im Rahmen der Osteosynthese und unter axialer Belastung zeigte sich der Fixateur gegenüber allen Gruppen überlegen. Der Fixateur zeigte des Weiteren eine flächigere Verteilung der Kraft und erstmals eine kaudale Kraftzentrums, was durch die Plattenosteosynthese nicht möglich war. Dies konnte der Fixateur auch unter Belastung aufrecht halten. Aufgrund der von uns erhobenen Daten ist der Fixateur interne als Osteosynthese aufgrund der einzigartigen Eigenschaften der Kraft/Flächenverteilung und Haltekraft gegenüber den wie zu den bis dato angewendeten Plattenosteosynthesen zu sehen ist und somit zukünftig auch als neue Methode zur Versorgung von "Open-Book"-Verletzungen angewendet werden könnte. Hierfür werden zunächst zyklische Dauerbelastungsversuche folgen, um die langfristige Kraftwirkung und Belastbarkeit zu untersuchen. Anschließend ist eine klinische Anwendung und Studie durch unsere Klinik geplant.

V 92

Mechanical performance of three fixation methods for unstable femoral neck fractures assessed by finite element analysis

S. Samsami (Murnau, Munich/DE), P. Augat (Murnau/DE; Salzburg/AT), G. Rouhi (Tehran/IR)

Fragestellung

Femoral neck fracture, in the non-elderly population, mostly results from high-energy accidents. These fractures require mechanically stable fixation by internal osteosynthesis1. Finite element analysis is a powerful tool to assess the adequacy of a specific osteosynthesis fixation method for stable fixation. The objective of this study was to compare three common fixation methods (Cannulated Screw (CS), Dynamic Hip Screw with derotational screw (DHS), and Proximal Femur Locking Plate (PFLP)) with respect to their stability for fixation of unstable femoral neck fractures.

Material und Methode

3-D models of fixed femoral neck fractures were generated through assembling computed tomography scans of the proximal femur and CAD data of the respective implants. Python scripting tool in ABAQUS was utilized to assign Young's moduli based on HU measurements to each element of bone. The validity of the FEA model was demonstrated by comparing the FEA calculation with experimental measurements using the same boundary conditions2. To simulate different states of the fracture consolidation process, different friction coefficients (0.1, 0.3, 0.5, 0.7, and 0.9) between fracture fragments were assumed. Applied loads and boundary conditions resembled one leg stance position with partial or full weight bearing (i.e. 700 N or 1400 N loading2,3 ; figure 1.I).

Ergebnis

Irrespective of the fixation method a linear relationship between loading and contact displacement was found. Fixation with DHS showed the lowest interfragmentary displacement, followed by PFLP, and CSs. The maximum axial interfragmentary displacements at the fracture site were: 30 µm, 110 µm and 350 µm for DHS, PFLP, and CSs method, respectively. Using a non-homogenous CT based density distribution significantly improved the numerical results when compared with experimental measurements.

Schlussfolgerung

Bone mass distribution, i.e. the microstructure of bone greatly affects the outcomes of numerical analyses for bon-implant constructs. In particular for the early healing phase a stable construct like the DHS will provide the most suitable mechanical environment and will most likely result in favorable healing outcome.

References

1. Panteli M, Rodham P, Giannoudis PV. Biomechanical rationale for implant choices in femoral neck fracture fixation in the non-elderly. Injury. 2015; 46 (3): 445–452.
2. Samsami S, Saberi S, Bagheri N, Rouhi G. Interfragmentary motion assessment for three different fixation techniques of femoral neck fractures in young adults. Biomed. Mater. Eng. 2016; 27(4): 315-325.
3. Samsami S, Saberi S, Sadighi S, Rouhi G. Comparison of three fixation methods for femoral neck fracture in young adults: Experimental and numerical investigations. J. Med. Biol. Eng. 2015; 35(5): 566–579.
4. Wang CJ, Yettram AL, Yao MS, Procter P. Finite element analysis of a Gamma nail within a fractured femur. Med. Eng. Phys. 1998; 20 (9): 677–683.

Abb. 1

Figure 1. **I)** FEA assumptions for femoral neck fracture models fixed with desirable implants: **a)** Loading and boundary conditions, **b)** Distributed coupling to simulate acetabulum. **II)** Homogenous bone distribution in the proximal femur used in previous FEA study[3,4] : **a** cortical bone, **b** low-density cancellous bone, and **c** high-density cancellous bone

Abb. 2

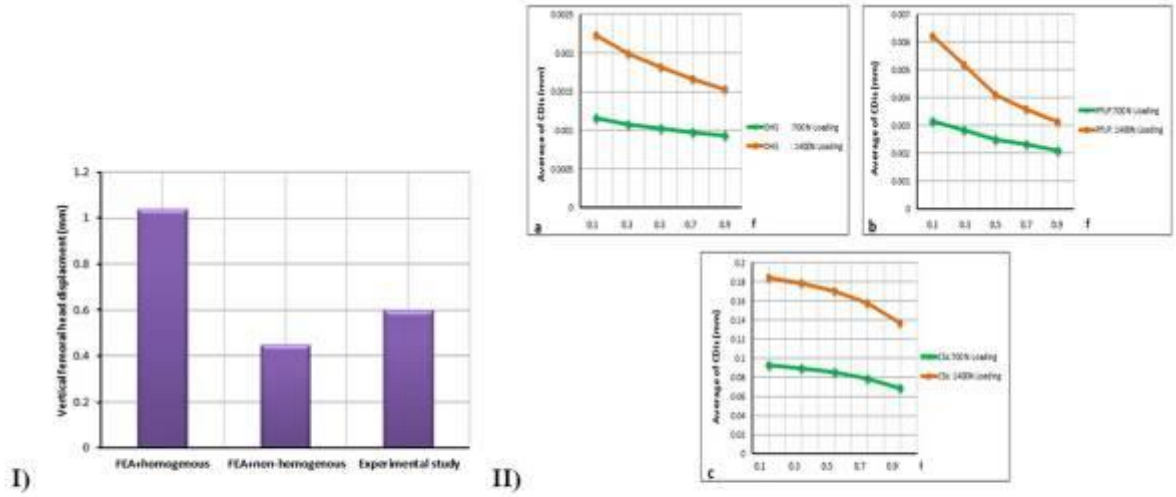


Figure 2. **I)** Comparing vertical femoral head displacement for different researches including FEA investigations with homogenous[3] or non-homogenous assumptions of bone distribution and experimental study[2]. **II)** Average of contact displacements at the fracture site corresponding to different values of contact frictions (considering two different loading conditions, i.e. 700N and 1400N) for different fixation methods: **a)** DHS, **b)** PFLP, and **c)** CSs

V 93

Effect of cage design, supplemental posterior instrumentation and approach on primary stability of lumbar interbody fusion – a biomechanical in vitro study

W. Schmölz, S. Sandriesser (Innsbruck/AT), O. Loebl (Kfar Saba/IL), M. Bauer, D. Krappinger (Innsbruck/AT)

Fragestellung

There are various techniques and approaches for lumbar interbody fusion differing in access, cage type and type of supplemental posterior instrumentation. While a transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF) usually includes a hemifactectomy, the facet joint can be preserved with a more lateral extraforaminal lumbar interbody fusion (ELIF). The supplemental posterior instrumentation required for both fusion techniques is still debated. The purpose of the present study was to compare stability of an ELIF and TLIF procedure for two different cage types with none, unilateral and bilateral supplemental posterior instrumentation.

Material und Methode

Six monosegmental lumbar functional spinal units (FSUs) were included in each of the two groups, and subjected to a flexibility test with pure moments in the three main motion planes. As cages, a newly designed cage was compared to a standard TLIF cage. FSU flexibility was tested for both cage groups in the following states: (a)native, (b)stand alone cage, (c)bilateral internal fixator, (d)unilateral internal fixator, (e)unilateral facetectomy+bilateral internal fixator, (f)unilateral facetectomy+unilateral internal fixator and (g)unilateral facetectomy with stand alone cage. For comparison of the flexibility the range of motion (RoM) was normalized to the native state and the effects of the facetectomy, cage type, and supplemental instrumentation was compared.

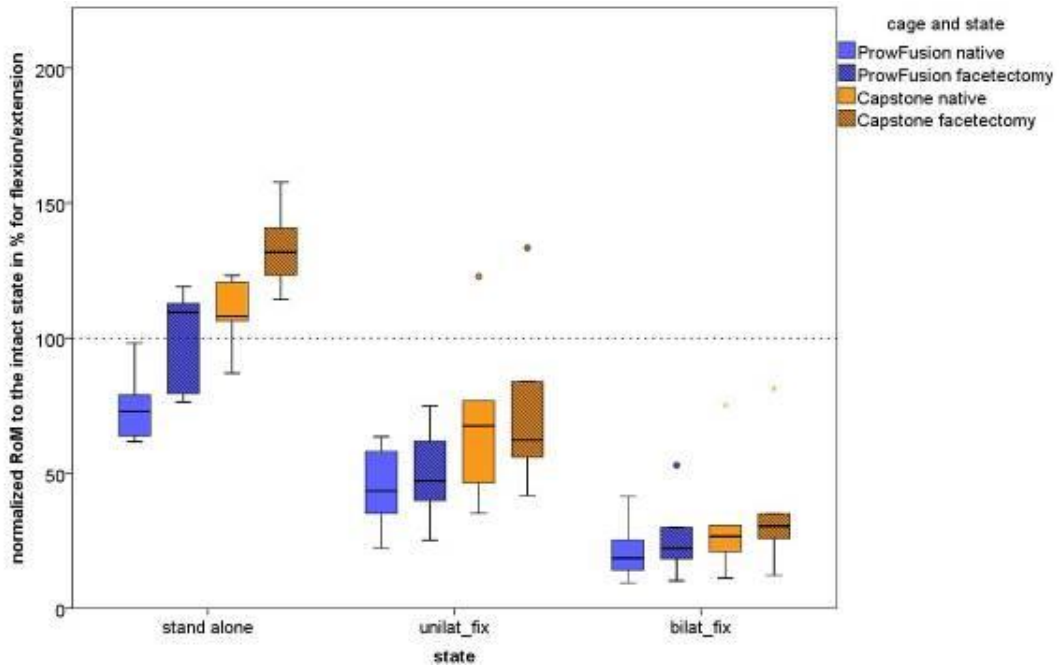
Ergebnis

The within the subject comparison showed a significantly higher RoM for the unilateral facetectomy in all motion directions ($p<0.001$). Combination of the effects of facetectomy and supplemental instrumentation was most pronounced for the stand alone cage (Fig. 1) and declining with increasing stiffness of the supplemental posterior instrumentation ($p=0.001$).
The in between subject comparison showed a significant effect of the cage type on the RoM in flexion/extension ($p=0.002$) and lateral bending ($p=0.028$) but not in axial rotation ($p=0.322$). The type of supplemental posterior fixation had a significant effect on the RoM in all motion directions (stand alone>unilateral fixator>bilateral fixator).

Schlussfolgerung

For both, ELIF and TLIF procedures the in situ curved cage provides a higher primary stability than conventional standard cages, independent of the type of supplemental posterior instrumentation.

Abb. 1



V 94

Monocortical external fixator screws reduce bone temperatures occuring during screw insertion.

M. Greinwald, P. Augat, P. A. Varady (Murnau/DE)

Fragestellung

External fixation is associated with the risk of pin loosening, pin infection and infection of the intramedullary canal. Thermal necrosis of the bone during pin insertion might contribute to adverse reactions at the pin insertion site. This study aims to investigate if the use of fixator systems with monocortical screws reduces the heat propagation around the pin insertion area compared to fixators with bicortical screws.

Material und Methode

To determine bone temperatures during the insertion of fixator screws porcine bone specimens were used. Two thermographic cameras were used for a simultaneous measurement of temperatures on the bone surface (top view) and in a bone cross-section at 8 mm distance of the screw axis (side view). Monocortical (Orthofix) and bicortical (Stryker) screws were tested at different rotational speeds: (30, 225, 450, and 600) rpm. Maximum temperature and cumulative number of equivalent minutes at 43°C (*CEM43*) were analyzed.

Ergebnis

Maximum temperatures of up to 75°C were measured during screw insertion at the bone surface while no biologically relevant temperatures (< 35°C) were measured in the side view. With higher rotational speeds temperatures on the bone surface increased. Monocortical pin insertion showed potentially harmful CEM43 values for insertion speeds of 450 rpm and higher but not for slow insertions at 30 rpm and 225 rpm. Bicortical pin insertion generated significantly higher temperatures at low insertion speed (30 rpm) and resulted in detrimental CEM43 values for all insertion speeds. [augatpe1] [KKV2]

Schlussfolgerung

Thermal necrosis is a severe complication with fixator screws. Particularly high rotational drilling speeds are problematic. Our results suggest that there is a possibility to stay in non-detrimental temperature ranges with monocortical screws and low rotational speed.

Abb. 1

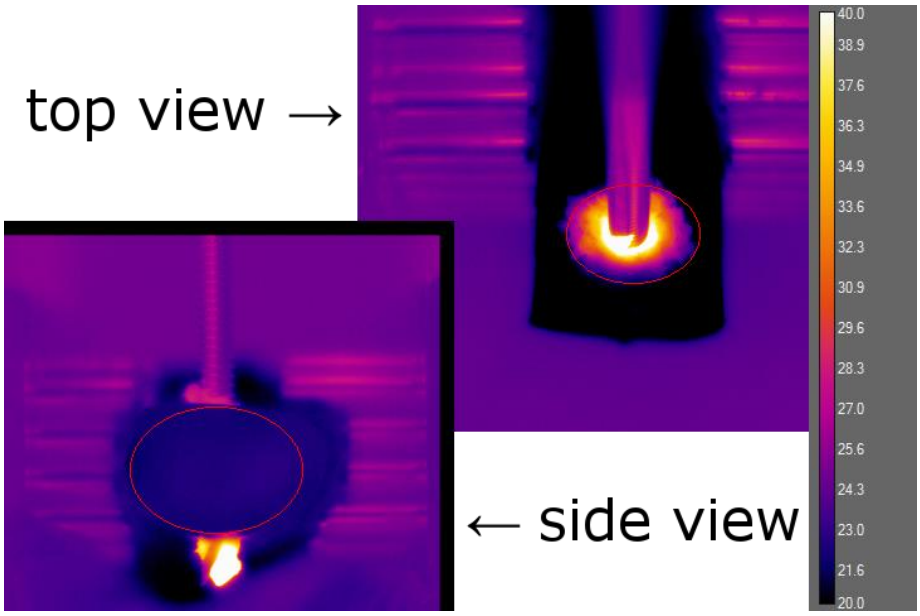
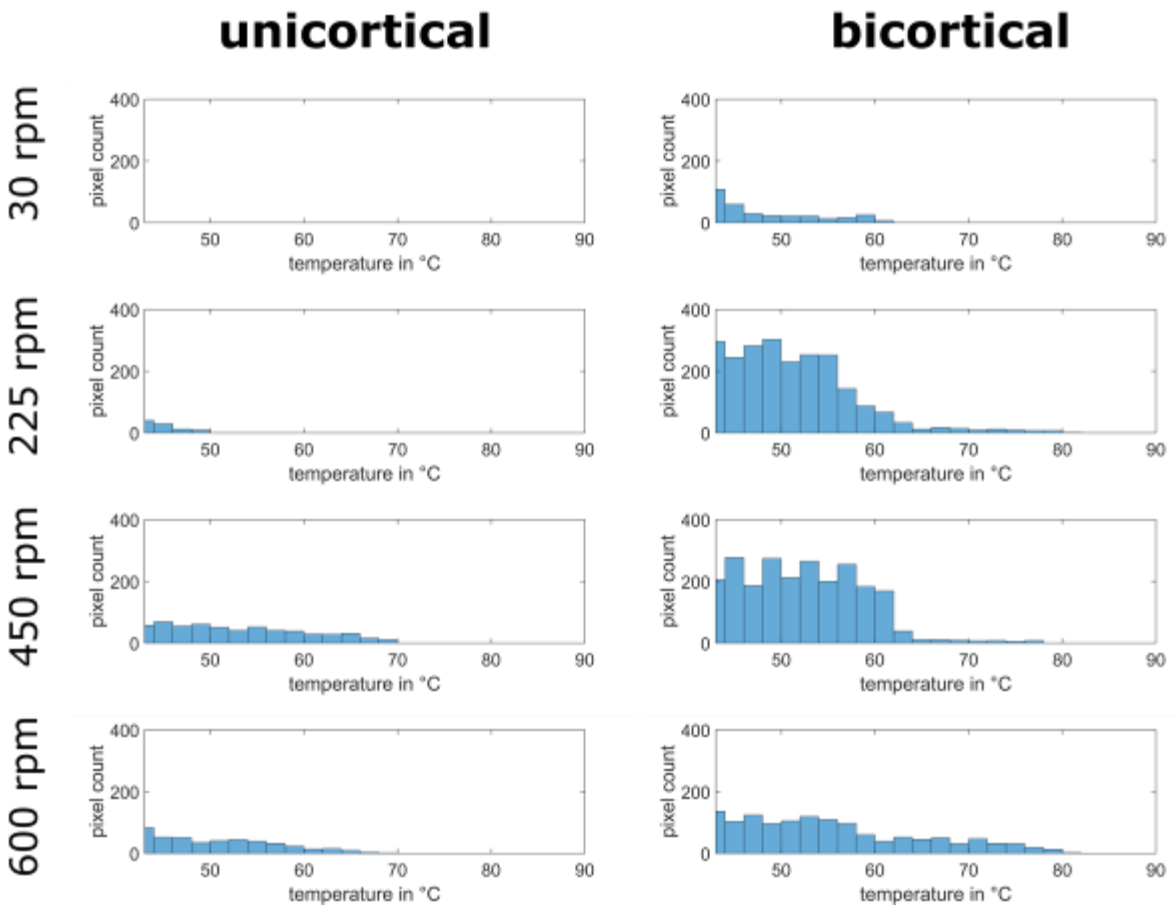


Abb. 2


unicortical
bicortical
30 rpm
225 rpm
450 rpm
600 rpm
pixel count
temperature in °C
0
200
400
50
60
70
80
90

V 95

Biomechanische Vergleichstestung von Doppelplattenosteosynthese vs. Goldstandard bei instabilen Frakturen am proximalen Humerus

S. Schleifenbaum, J. D. Theopold, M. Müller (Leipzig/DE), N. Hammer (Dunedin/NZ)
M. Werner (Dresden/DE), P. Hepp (Leipzig/DE)

Fragestellung

Komplexe proximale Humerusfrakturen stellen mit ihren großen metaphysären Trümmerzonen eine zunehmende Herausforderung an die Reposition und Stabilität der Osteosynthese dar. Die Metaphyse zerbricht häufig in zahlreiche kleine Fragmente und es fehlen meist anatomische Landmarken. Aus diesem Grund gibt es keine gute metaphysäre Substanz zur Verankerung von Osteosynthesen. Die fehlende mediale Abstützung konnte als Ursache von Osteosyntheseversagen und das Auftreten von Pseudarthrosen am proximalen Humerus identifiziert werden. Dies führt zu einem sekundären varischem Repositionsverlust mit biomechanischer Beeinflussung der Supraspinatuskraft. Unterschiedliche Verfahren, wie winkelstabile Platten mit zusätzlicher Calcarschraube und winkelstabile Platten in Kombination mit Fibulagraftinterposition wurden beschrieben. Hybriddoppelplatten, wie in dieser Studie, wurden bisher nur in einer kleinen klinischen Fallserie beschrieben. Die biomechanische Analyse dient der Beurteilung der Stabilität instabiler Humerusfrakturen nach operativer Versorgung mittels Doppelplattenosteosynthese im Vergleich zum Goldstandard.

Material und Methode

An 18 fresh-frozen Humeri humanen Ursprungs wurden eine DEXA zur Beurteilung der Knochendichte durchgeführt. Anschließend wurden die Humeri auf eine standardisierte Länge von 22 cm gekürzt. Das Schaftende wurde mittels eines Cyanid-Isocyanat-Keramik-Gemischs auf einer Länge von 4 cm in einem Zylinder eingebettet. Die Humeri wurden in zwei Gruppen aufgeteilt und durch eine oszillierende Säge mit einer transversalen Osteotomie versehen (Bruchspalt von 1 cm in dem Bereich des Collum chirurgicum). Alle Humeri wurden entsprechend der Herstellervorgaben der Implantate im Bereich des Tuberculum majus mit einer winkelstabilen Platte und 5 winkelstabilen Schrauben versorgt. Gruppe A erhält zusätzliche Calcar-Schrauben zur medialen Abstützung. Gruppe B wird mit einer additiven Plattenosteosynthese versorgt. Die mechanische Untersuchung der Osteosynthesen wurde bei zyklischer axialer Kompression des Humerus durchgeführt. Die Belastung erfolgte in einer Sinusform (1 Hz) zwischen 10 und 250 N bei 5000 Zyklen. Anschließend erfolgte eine Versagensprüfung des Humerus in 0°-Abduktionsstellung.

Ergebnis

Die DEXA-Untersuchungen ergaben einen mittleren BMD (Mittelwerte ± Standardabweichung) für die Gruppe A von 0,567 ± 0,143 g/cm² und für die Gruppe B 0,486 ± 0,119 g/cm². Die zyklischen mechanischen Testungen ergaben für die relative Steifigkeit nach 50 Zyklen für Gruppe A 102,985 ± 20,848 % und für Gruppe B 141,435 ± 69,796 %; nach 1000 Zyklen für Gruppe A 182,467 ± 227,852 % und für Gruppe B 143,857 ± 130,996 % sowie nach 5000 Zyklen für Gruppe A 126,696 ± 147,214 % und für Gruppe B 158,432 ± 142,269 %.Die Untersuchung des relativen Weges ergaben nach 50 Zyklen für Gruppe A 22,459 ± 10,480 % und für Gruppe B 27,590 ± 23,410 %; nach 1000 Zyklen für Gruppe A 49,337± 18,458 % und für Gruppe B 63,063 ± 33,563 % sowie nach 5000 Zyklen für Gruppe A 108,374 ± 107,403 % und für Gruppe B 84,338 ± 36,020 %. Die Bruchlast für die Gruppe A beträgt 855 ± 408,35 N und für Gruppe B 1342,286 ± 369,898 N. Die Verteilung des Versagensverhalten zeigte folgendes auf: Gruppe A: 5 mal Gap closure und 4 mal distales Ausbrechen der Schrauben; Gruppe B: 8 mal Gap closure und 1 mal distales Ausbrechen der Schrauben.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse zeigen keinen signifikanten Unterschied der ermittelten Kennwerte im Rahmen der zyklischen Belastung. Tendenziell finden sich höhere Werte in der Steifigkeit. Auch die Versagensprüfungen weisen Unterscheide im Bereich der Bruchlast auf. Hier scheint es durch die additve Platte zu einer anderen Kraftverteilung zu kommen, welches zu einem schließen des Osteotomiespaltes (Gruppe B) versus Ausbrechen der Platte (Gruppe A) führt. Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die hier vorgestellte Doppelplattenosteosynthese eine gute Alternative insbesondere für hochkomplexe proximale Humerusfrakturen darstellt.

Session 15 • Klinische Studien und Rehabilitation

V 96

Aktivität der Schultermuskulatur beim Therapeutischen Klettern

G. Strutzenberger, M. Pühringer, H. Schwameder (Hallein-Rif/AT)

Fragestellung

Therapeutisches Klettern (TK) wird zunehmend in der Behandlung von orthopädisch-traumatischen Erkrankungen eingesetzt und scheint besonders für die Aktivierung der Schultermuskulatur sinnvoll. Das Variieren der Armposition, das Lösen einer Hand vom Griff oder verändern der Wandneigung bieten Möglichkeit die Muskelaktivität gezielt zu verändern. Für die Bein- und Rumpfmuskulatur konnte an einer senkrechten Wand gezeigt werden, dass das Lösen einer Hand vom Griff bei einer statischen TK-Übung zu einer signifikanten Zunahme der Aktivität der Bein- und Rumpfmuskulatur führt (Mally et al. 2013) und dass eine Wandneigung von 10-12° notwendig ist, um diese im Vergleich zu einer senkrechten Wand signifikant zu erhöhen (Grzybowski et al., 2014; Park et al., 2015). Allerdings gibt es über die Aktivierung der Schultermuskulatur mittels statischen Übungsvariationen beim TK keine Information. Daher war Ziel der Studie die elektromyographische (EMG) Aktivität von ausgewählten schulterstabilisierenden Muskeln zu untersuchen.

Material und Methode

Die EMG Aktivität des m. biceps brachii, m. serratus anterior und den drei Anteilen des m. trapezius wurde bei zehn männlichen Kletterern (27 ± 2 Jahre, 73 ± 7 kg, 7 ± 3 Jahre Klettererfahrung) mittels Myon 2.0 Sensoren und der Software pro EMG (Oxford Metrics, Ltd., UK, 1000 Hz) gemessen. Nach einem Aufwärmen und MVIC Messungen wurde die Ausgangsposition mit den vier Armpositionen (a) Henkel, (b) Untergriff, (c) Seitgriff_Innenrotiert (IR) (d) und Seitgriff_Außenrotiert (AR) (Abb. 1) an einer 0° bzw. 12° geneigten Kletterwand zuerst mit beiden Händen 5 s gehalten (beidhändige Unterstützung), danach wurde die linke Hand vom Griff für weitere 5 s (einhändige Unterstützung) gehalten. Die Roh-Signale wurden laut üblichen EMG-Prozedere ausgewertet und für jeden Muskel und Probanden der Mittelwert aus drei Versuchen berechnet. Für jeden Muskel wurde eine Varianzanalyse mit den Faktoren Griffposition, Wandneigung und Handunterstützung ($p \leq 0.5$) und anschließenden Post-hoc Tests und Bonferroni-Korrektur berechnet.

Ergebnis

Für die Armposition und die Neigung während beidhändiger Übungsausführung zeigten sich signifikante Haupteffekte für den m. biceps brachii und den drei Anteilen des m. trapezius. Für den m. serratus anterior konnten keine Gruppenunterschiede gefunden werden. Das lösen einer Hand führte bei nahezu allen Armpositionen sowohl bei der senkrechten als auch bei der 12° geneigten Kletterwand zu einer signifikanten Zunahme der Muskelaktivität (Abb. 2). Kein Proband konnte die einhändige Kletterstellung mit der Armposition Seitgriff_AR für 5 s halten.

Schlussfolgerung

Die Variation der Armposition, der Wandneigung und das Lösen einer Hand scheinen angemessene Möglichkeiten zur Belastungssteuerung zu sein. Für alle Muskeln außer den m. serratus anterior wurde bei erfahrenen Kletterern folgende Aktivierungs-Charakteristik gezeigt: Die geringste Aktivierung erfolgte in der statische Position beidhändig bei 0°, gefolgt von 12°. Das Lösen einer Hand bei 0° weist eine höhere Aktivierung als das beidhändige Halten bei 12° auf. Die höchsten Aktivierungswerte können bei einhändigem Halten bei 12° geneigter Kletterwand erzielt werden. Die untersuchten statische TK-Übungen erzeugten bei korrekter Ausführung ähnliche Muskelaktivität wie herkömmliche Rehabilitationsübungen. Allerdings sollten bei Erkrankungen des m. biceps brachii in dieser Phase geringe Belastungen auf den Muskel erfolgen, um die Gewebsheilung zu unterstützen (e.g. Cools et al. 2014). Das Lösen einer Hand an geneigten Kletterwänden in frühen Phasen der Rehabilitation von Erkrankungen im Schultergelenk mit Beteiligung des m. biceps brachii kann deshalb nicht empfohlen werden. Die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf eine ungeübte gesunde bzw. verletzte Probandengruppe muss nun geprüft werden.

Abb. 1

Abb.1. Die vier verschiedenen Armpositionen: (a) Henkel, (b) Untergriff, (c) Seitgriff_IR und (d) Seitgriff_AR.

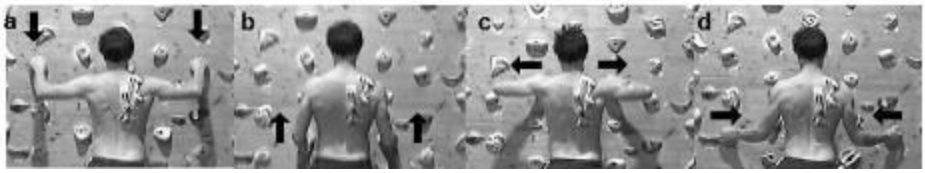
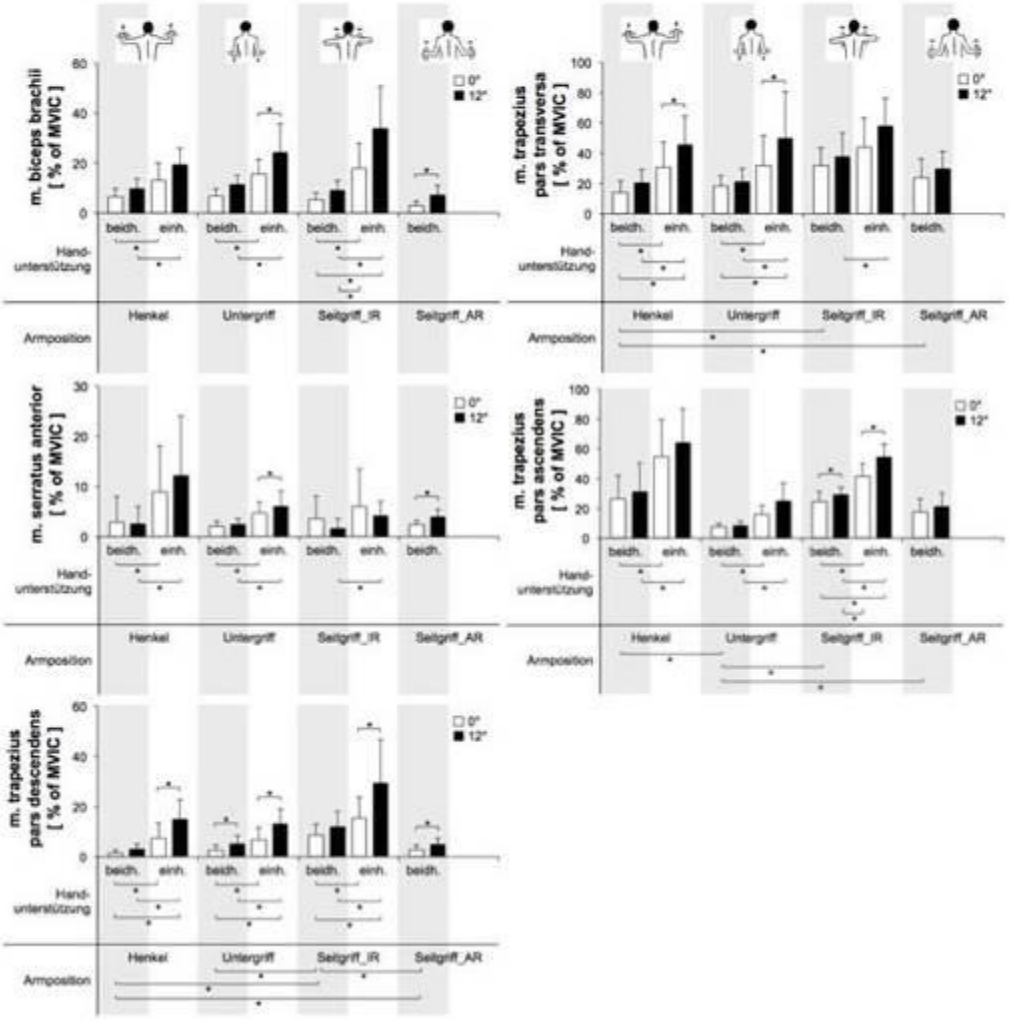


Abb. 2

Abb. 2. Mittelwerte (± Standardabweichung) der EMG Aktivität in % MVIC der fünf untersuchten Muskeln während einer quasi-statischen therapeutischen Kletterübung mit vier verschiedenen Armpositionen, dem Lösen einer Hand (beidhändige (beidh.) und einhändige (einh.) Unterstützungsphase) und zwei Wandneigungen (0° und 12°). * Ergebnisse der post-hoc paarweisen Vergleiche (α≤0.5).



V 97

Gangbild von Patienten nach Hüft-TEP, Veränderungen während der stationären Rehabilitation und Schlüsselparameter zur Gangbildansteuerung

T. Jöllenbeck, J. Pietschmann (Bad Sassendorf/DE)

Fragestellung

Bisher beschäftigen sich nur wenige Studien mit der Entwicklung des Gangverhaltens nach endoprothetischem Ersatz des Hüftgelenkes. Präoperativ sind die Ergebnisse uneinheitlich. Postoperativ scheint ein äußerlich unauffälliges Gangbild vorzuliegen, während biomechanische Parameter auffällig bleiben, Referenzwerte nicht erreicht und Verbesserungen bis mind. 1 Jahr post-op gezeigt werden. Wenig geklärt ist, wie sich das Gangbild der Patienten während der Rehabilitation darstellt und verändert und welche Interventionsmaßnahmen optimale Ergebnisse versprechen. Nach eigenen Pilotstudien zum Gangbild nach Hüft-TEP, die neben einem reduziertem Bewegungsumfang im Hüftgelenk eine vermehrte Beckenbewegung und in der Folge reduzierte Bodenreaktionskräfte aufweisen (Jöllenbeck, 2015), sowie ersten Interventionsmaßnahmen mittels Feedbacktraining und Training in virtueller Umgebung (Jöllenbeck & Pietschmann, 2016) sollten nun anhand eines größeren Probandenkollektivs bisherige Ergebnisse zum Gangbild nach Hüft-TEP abgesichert und wesentliche Schlüsselparameter zur Gangbildoptimierung aufgezeigt werden.

Material und Methode

An der Studie nahmen 85 Patienten (37m, 48w; 56,4J; 174,4cm; 82,1kg) in der AHB nach Hüft-TEP mit Vollbelastung sowie 45 Probanden (24m, 21w; 54,7J; 170,3cm; 71,9kg) als altersadäquate Referenzgruppe (AVG) teil. Mit den Patienten wurde zu Beginn (3./4.Tag: MZP1) und am Ende (17./18.Tag: MZP2) der Reha, mit der AVG 1-mal eine biomechanische Ganganalyse auf einem instrumentierten Laufband (h/p/cosmos quasar-med) durchgeführt. Nach 5-minütiger Eingewöhnungsphase wurden die Vpn gebeten, ein möglichst zügiges Gangtempo selbst einzustellen. Das Laufbanddisplay war abgedeckt, das Gangtempo wurde nicht mitgeteilt. Die kinetischen (Zebris FDM, 100 Hz) und kinematischen Gangparameter (3D-Ultraschall-Ganganalyse, Zebris WinGait, 40 Hz) wurden synchronisiert erfasst, die Messzeit betrug 20s. Es wurde zwischen operierter (op) und nicht-operierter Seite (nop) unterschieden.

Ergebnis

Am Ende der Reha haben sich alle Weg-Zeit-Parameter sign. verbessert (p=.000): Ganggeschwindigkeit (v: 3,7/+1,0km/h), Kadenz (Kad: 102,3/+9,3 Schr/min), Doppelschrittlänge (DSL: 118,1/+24,1cm), Schrittlänge (SL: op 59,7/+12,0cm; nop 58,4/+12,1cm), Standphase (StPh: op 65,1/-1,9%; nop 66,0/-2,5%). Gegenüber AVG (v 5,1km/h, Kad 119,5 Schr/min, DSL 139,8cm, SL 69,9cm, StPh 62,8%) verbleibt ein sign. Defizit (p=.000). Die Bodenreaktionskräfte sind in der Dynamik [((F1max-Fmin)+(F2max-Fmin))/2] deutlich verbessert (op 22,5/+11,3%; nop 27,4/+15,1%; p=.000), erreichen AVG aber nicht (53,2%, p=.000). Der sagittale Bewegungsumfang im Hüftgelenk (HW) ist sign. vergrößert (op 33,3/+4,3°; nop 35,8/+3,3°; p<.002), erreicht die AVG (45,3°; p=.000) aber nicht (Abb. 1). Der sagittale Bewegungsumfang im Becken (BW) nimmt ebenfalls zu (op/nop 6,8/+1,1°; p=.000) und ist gegenüber AVG sign. vergrößert (4,4°; p=.000, Abb. 1). Im Seitenvergleich (op vs. nop) bleiben alle Parameter deutlich defizitär (p<.006) (Abb. 2).

Schlussfolgerung

Am Ende der 3-wöch. Reha nach Hüft-TEP zeigen sich wesentliche Gangparameter sign. verbessert, ein gleichmäßiges und sicheres Gangbild ist noch nicht erreicht. Im Seitenvergleich verbleiben große Asymmetrien in allen Parametern und insgesamt große Unterschiede gegenüber AVG. Wesentlicher Schlüsselparameter ist der deutlich reduzierte Bewegungsumfang im Hüftgelenk auf op-Seite, begleitet von einer Mit- und Mehrbewegung im Becken. In Folge ist auch die Dynamik der BRK deutlich reduziert. Die Becken-Mehrbewegung auf op-Seite muss kontralateral kompensiert werden.
Mögliche Asymmetrie-bedingte Fehlbelastungen von Becken und Wirbelsäule werden z.Zt. analysiert. Interventionsmaßnahmen zur direkten Ansteuerung des Schlüsselparameters mittels Sonifikation sind in Arbeit.

Literatur

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

Abb. 1

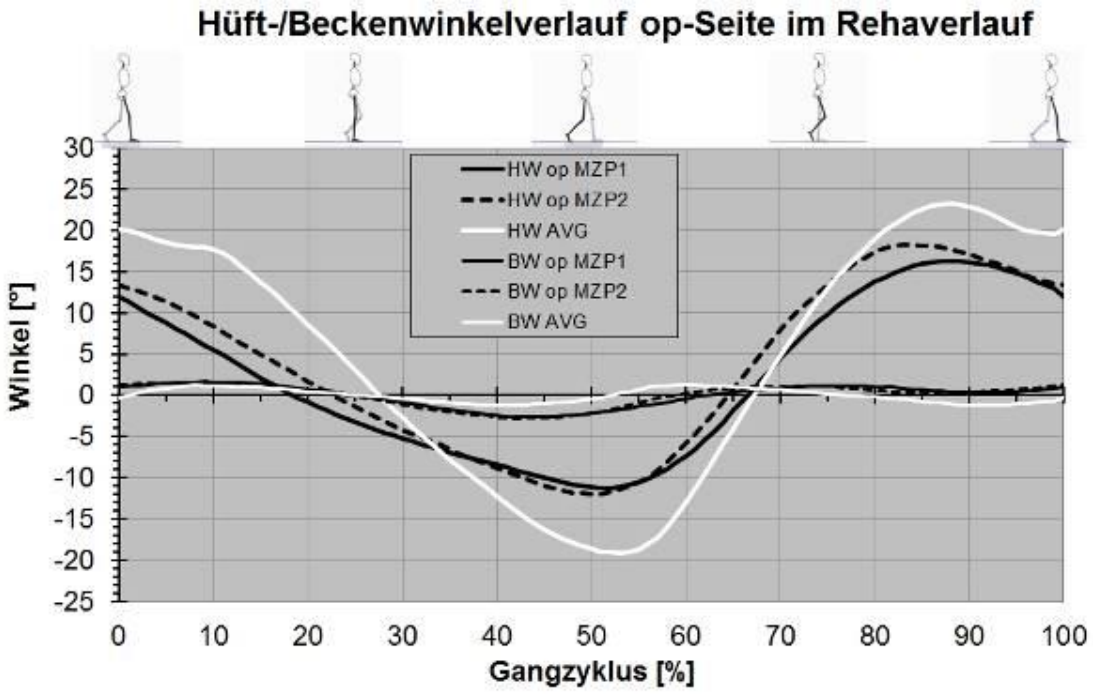
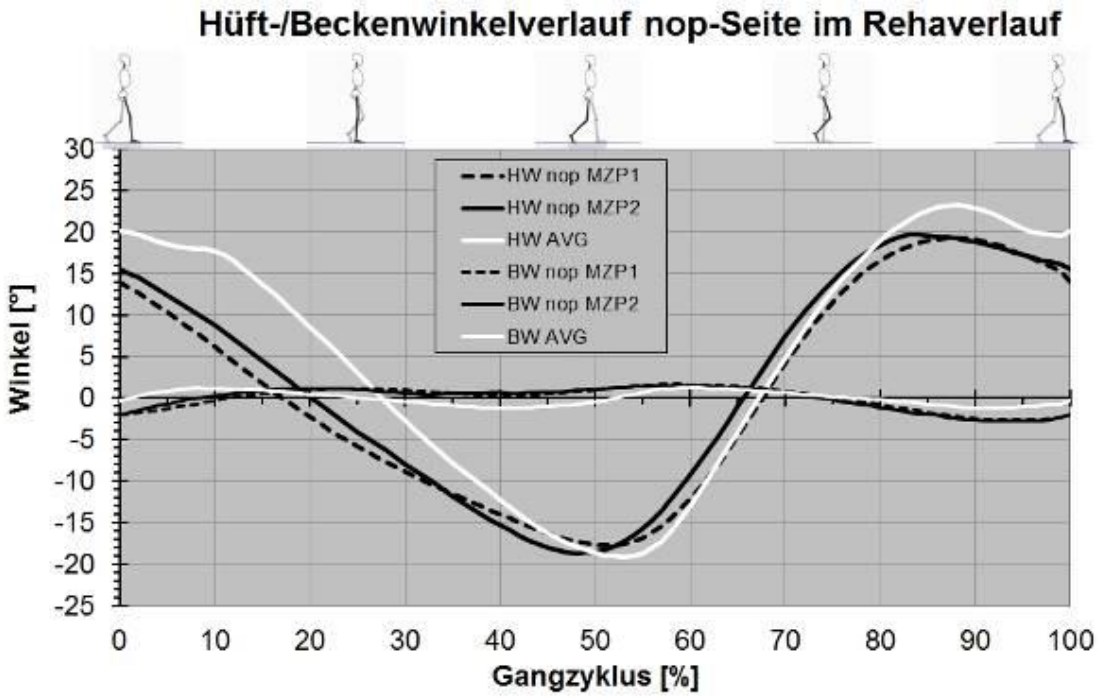

Hüft-/Beckenwinkelverlauf op-Seite im Rehaverlauf
HW op MZP1
HW op MZP2
HW AVG
BW op MZP1
BW op MZP2
BW AVG
Winkel [°]
Gangzyklus [%]

Abb. 2


Hüft-/Beckenwinkelverlauf nop-Seite im Rehaverlauf
HW nop MZP1
HW nop MZP2
HW AVG
BW nop MZP1
BW nop MZP2
BW AVG
Winkel [°]
Gangzyklus [%]

V 98

Physical activity and function in clinical knee osteoarthritis patients

M. Sliepen, E. Mauricio, D. Klein, D. Rosenbaum (Münster/DE)

Fragestellung

Knee osteoarthritis (KOA) is considered to be the most common musculoskeletal joint disorder, affecting over 250 million individuals worldwide, leading to pain and loss of physical function. Currently, various treatment methods are available for KOA patients, both pharmacological and non-pharmacological. Physical therapy and regular physical exercise are suggested to be amongst the most effective methods, relieving pain and improving physical function. More recently, regular physical activity (PA) during daily life, besides exercise, has been suggested to improve physical function as well. Thus, the primary aim of this study was to assess the physical activity level during daily life and physical function of clinical KOA patients. The secondary aim was to determine the correlation between step-defined physical activity during daily life and physical function.

Material und Methode

Fourty-three KOA patients, clinically diagnosed according to the American College of Rheumatology (ACR) guidelines, were included in this study. Physical activity was monitored for 7 consecutive days using the Stepwatch Activity Monitor (SAM). Measurements were included if at least 4 valid days (with at least 10 hours of wear time) were measured. The pain, which patients experienced during these days, was monitored using a 10-point VAS. During presentation in the lab, the participants performed three functional tests, recommended by the Osteoarthritis Research Society International (OARSI): the 40m fast-paced Walk Test (WT), the Timed Up and Go Test (TUGT) and the 15-Stair Climb Test (SCT). In addition, they were asked to fill out the Knee Osteoarthritis Outcome Score (KOOS).
Physical activity data was analysed using a custom-developed Excel macro for extracting relevant parameters. Descriptive statistics and correlations (Spearman's rank correlation coefficient) between physical activity parameters, functional scores and questionnaire outcomes were determined using SPSS (α=0.05).

Ergebnis

The fourty-three participants were predominantly female (58%), had an average body mass index (BMI) of 27.5 and were 61.4 years old. On average, the participants walked 12.602 steps per day, with a pace of 35 steps per active minute (Table 1). They predominantly spent time inactively (55.7%) and reported mild pain during the measurement period (3.0 on a 10-point VAS). The pain-, symptoms- and ADL-subscales of the KOOS were moderately reduced affected (62.8, 60.8 and 71.1 resp.), whereas the sport- and QoL-subscale were severely affected (39.6 and 36.0, resp.).
Physical activity, measured as steps per day, was significantly related to various parameters, such as the pace (ρ = 0.61, p = 0.00), the WT, TUGT and SCT (ρ = -0.47, -0.51 and -0.54, p = 0.00, respectively). Other parameters of physical activity were not significantly related to physical function, except for the moderate correlation between pace and the SCT (ρ = -0.35, p = 0.03). Pain during the measurement period was significantly related to the pain experienced during the functional tests and the pain-subscale of the KOOS. Finally, strong correlations were present between the various functional tests.

Schlussfolgerung

The included participants were extremely active with over 12.000 steps per day, irrespective of the pain and physical limitation they reported. On the contrary, comparable studies with similar patient populations reported only 5.000 to 10.000 steps per day. The physical function scores (TUGT and SCT) are comparable to age-matched, healthy individuals, yet the WT scores seem to be notably slower (<20%). Moreover, regardless of the quantity of PA, the pace of PA is found to be extremely low (35 steps/minute, whereas 100 steps/minute is suggested to be a moderate intensity).
Physical activity, measured as steps per day, is significantly related to physical function, measured as the WT, TUGT and SCT, in this study sample. Other PA parameters were not related to physical function. It should be noted however, that no causal relation can be drawn from this finding due to the design of the study. Finally, the various functional tests seem to strongly correlate with one another, questioning the significance of a test battery over one discriminative functional test.

Abb. 1

Table 1: Participant characteristics, physical activity and physical function

	Mean (±SD)	Minimum	Maximum
Body Mass Index (kg/m2)	27.5 (±4.7)	19.7	42.8
Age (yrs)	61.4 (±10.3)	42	79
PA (Steps/day)	12602 (±4114)	3905	23976
Pace (Steps/active min)	35.4 (±7.5)	21.2	50.6
Pain	3.0 (±1.7)	0	7.8
WT (s)	26.7 (±4.9)	19.7	36.8
TUGT (s)	7.4 (±1.7)	4.5	12.0
SCT (s)	14.7 (±5.4)	7.6	37.2
KOOS-Pain	62.8 (±16.7)	16.7	100
KOOS-Symptoms	60.8 (±18.0)	25	96.4
KOOS-ADL	71.1 (±15.8)	37.5	100
KOOS-Sport	39.6 (±24.6)	0	100
KOOS-QoL	36.0 (±16.6)	0	81.3

Abbreviations: PA = Physical activity, WT = 40m fast-paced Walk Test, TUGT = Timed Up and Go Test, SCT = 15-Stair Climb Test, KOOS = Knee Osteoarthritis Outcome Score.

Abb. 2

Table 2: Spearman's rank correlations (P-value) between physical activity and physical function parameters

	PA	Pace	Pain	WT	TUGT	SCT
PA	-	0.61 (**0.00**)	-0.17 (0.29)	-0.47 (**0.00**)	-0.51 (**0.00**)	-0.54 (**0.00**)
Pace	0.61 (**0.00**)	-	-0.17 (0.29)	-0.24 (0.13)	-0.29 (0.06)	-0.35 (**0.03**)
Pain	-0.17 (0.29)	-0.17 (0.29)	-	0.03 (0.86)	-0.07 (0.68)	0.07 (0.67)
WT	-0.47 (**0.00**)	-0.24 (0.13)	0.03 (0.86)	-	0.83 (**0.00**)	0.80 (**0.00**)
TUGT	-0.51 (**0.00**)	-0.29 (0.06)	-0.07 (0.68)	0.83 (**0.00**)	-	0.84 (**0.00**)
SCT	-0.54 (**0.00**)	-0.35 (**0.03**)	0.07 (0.67)	0.80 (**0.00**)	0.84 (**0.00**)	-

Abbreviations: PA = Physical Activity, WT = 40m fast-paced Walk Test, TUGT = Timed Up and Go Test, SCT = 15-Stair Climb Test. **Bolded** values are significant.

V 99

How wheelchair users with spinal cord injury adjust their propulsion kinetics throughout an over ground fatigue protocol.

F. Bossuyt (Nottwil, Luzern/CH), N. Hogaboom, L. Worobey, A. Koontz (Pittsburgh, PA/US)
U. Arnet (Nottwil, Luzern/CH), M. Boninger (Pittsburgh, PA/US)

Fragestellung

Wheelchair propulsion has a poor mechanical efficiency and induces a high physical strain on the shoulder. The high prevalence of shoulder pain (69%) in wheelchair users demonstrates the need to determine variables that alter the loads applied on the shoulder (Gironda et al., 2004). Certain propulsion characteristics as propelling with increased applied forces and reduced contact time have been related to pathology (Boninger et al., 2005). Furthermore, muscles stabilizing the shoulder joint are prone to fatigue induced by wheelchair propulsion (Mulroy et al., 1996). It is not clear how fatigue induced by over ground propulsion alters propulsion kinetics. Therefore, this project aims to determine how wheelchair users adjust their propulsion kinetics during an over ground fatigue protocol. It was hypothesized that fatigue would induce a reduction in velocity and changes related to increased loads on the shoulder as increased forces applied to the push rim and reduced contact time.

Material und Methode

This cross-sectional study investigated twenty-six wheelchair users with a spinal cord injury (age: 35.5 ± 9.8 years, time since injury: 12.0 ± 8.2 years, level of injury: 19 paraplegia and 7 tetraplegia, sex: 19 males and 7 females) during one testing session at the Human Engineering Research Laboratories (VA Pittsburgh HealthCare System). All participants completed the figure 8 fatigue protocol which has been described previously (Collinger et al., 2010). During the protocol, participants were required to propel as many laps as possible around a figure 8 course (18 meters in length) including right-and left turns, full stops, and start-up propulsion for three, four-minute intervals. In between each interval, 90 seconds of rest were provided which resulted in a total duration of 15 minutes. Forces applied on the handrim were assessed with a SmartWheel (Three Rivers Holdings, Inc., Mesa, AZ) attached to the non-dominant side of the participant"s personal wheelchair, opposite a dummy wheel with an identical handrim and tread pattern. For further analysis, propulsion kinetics of the first and last minute of the protocol were selected. For the first minute of the protocol, the first four subsequent pushes of start-up propulsion were selected of the first three times start-up propulsion. For the last minute of the protocol, the first four subsequent pushes of start-up propulsion were selected of the last three times start-up propulsion. A two-way repeated measures analysis of variances was used to address the research question. The main effect of state (2 levels: fresh vs fatigue) and number of pushes (4 levels: 1, 2, 3, and 4), and the interaction effects were assessed on the following outcome measures: maximum resultant force, tangential force, radial force, rate of rise of applied force, fraction of effective force, velocity, and average contact time.

Ergebnis

There was a significant main effect of state on velocity and certain forces applied on the pushrim. As expected, the participants propelled with a significantly reduced propulsion velocity ($p<.05$) at the end of the fatigue protocol. In contrast with our hypothesis, there was a significant reduction in maximum resultant force ($p<.001$), and maximum tangential force ($p<.001$) at the end of the fatigue protocol, suggesting a load saving mechanism. This shows that due to fatigue, participants were not able to maintain the same velocity and applied forces as during the fresh state and therefore adjusted their over ground propulsion kinetics. Interestingly, there was a significant interaction effect of state and number of pushes for contact time demonstrating a reduced contact time in the first push of start-up propulsion with the occurrence of fatigue ($p<.001$).

Schlussfolgerung

This study identified changes in over ground propulsion kinetics after a fatiguing wheelchair propulsion protocol. In general, the reduced applied forces and reduced velocity found suggest a load saving mechanism. The significant reduction in contact time in the first push of start-up propulsion with fatigue demonstrates the importance of further investigating start-up wheelchair propulsion and its association with injury.

Future research is needed to investigate other variables as muscular activation patterns, scapular kinematics, etc. that could be altered with the occurrence of fatigue.

Acknowledgements
The authors would like to thank the International Society of Biomechanics for their support with the International Travel Grant which allowed Fransiska Bossuyt to visit the Human Engineering Research laboratories of the Department of Veterans Affairs in Pittsburgh.

References
Gironda RJ et al. J Spinal Cord Med 2004;27:120-7.
Collinger JL et al. PM R 2010;2:920-5.
Boninger ML et al. Arch Phys Med Rehabil 2004;85:1141-5.
Mulroy JM et al. Arch Phys Med Rehabil 1996;77:187-93.

V 100

Altersspezifische Unterschiede nach einem zehnwöchigen Dehntraining

T. Haab (Saarbrücken/DE; Differdange/LU), S. De Borger, G. Wydra (Saarbrücken/DE)

Fragestellung

Viele ältere Menschen weisen degenerative Veränderungen am passiven und aktiven Bewegungsapparat sowie dem neuromuskulären System auf. Diese Veränderungen haben oftmals negative Auswirkungen auf die Muskeldehnfähigkeit und die Bewegungsreichweite (Holland, Tanaka, Shigematsu, & Nakagaichi, 2002; Frankel, Bean, & Frontera, 2006). Ältere Menschen zeigen zumeist schlechtere Beweglichkeitsmaße als jüngere. Kaum untersucht wurde aber bisher die Trainierbarkeit der Muskulatur zur Verbesserung von Muskeldehnfähigkeit und Bewegungsreichweite. Insbesondere Untersuchungen zu den Adaptionen über längere Zeiträume fehlen bei Älteren vollkommen. Ziel dieser Studie ist der Vergleich der Adaption der ischiocruralen Muskulatur nach einem zehnwöchigen standardisierten Dehntraining bei jüngeren und älteren Personen.

Material und Methode

Es wurden 14 ältere und 15 jüngere Erwachsene rekrutiert. Nach Drop-Out wurden 12 ältere (Alter 65.1 ± 7.9 Jahre) und 13 jüngere Erwachsene (24.0 ± 4.0 Jahre) für die statistische Auswertung herangezogen. Die Probanden führten ein zehnwöchiges passiv-statisches Dehntraining (dreimal pro Woche, dreimal 60 Sekunden pro Beinseite) an der ischiocruralen Muskulatur durch. Die Belastungsparameter orientierten sich an Empfehlungen von Pollock et al. (1998). Zur Überprüfung der Compliance wurde die gesamte Stichprobe während der Interventionsphase regelmäßig persönlich betreut. Die abhängigen Variablen sind die maximale Bewegungsreichweite (RoM) sowie die maximale Dehnungsspannung (Nm). Diese wurden bei einem maximalen Hüftflexionswinkel in Rückenlage an einem apparativen Straight-Leg-Raise-Test erhoben. Die Datenaufnahme erfolgte mit DasyLab (National Instruments Ireland Resources Limited, Version 10) und die Datenauswertung mit MatLab (MathWorks Inc., Version R2014a) sowie SPSS (IBM Corp., Version 23).

Ergebnis

Die jüngeren und älteren Erwachsenen unterschieden sich bei der Pre-Messung nicht signifikant hinsichtlich der abhängigen Variable RoM ($t(26)= 1.13$, $p= .27$) und Nm ($t(26)= .89$, $p= .38$).

Nach der zehnwöchigen Dehnungsintervention ergaben sich sowohl bei den jüngeren als auch den älteren Erwachsenen signifikante Unterschiede zwischen der Pre- und Post-Messung: RoM ($t(12)_{jung}= -5.09$, $p= < .01$; $t(11)_{alt}= -5.70$, $p= < .01$) und Nm ($t(12)_{jung}= -5.52$, $p= < .01$; $t(11)_{alt}= -5.50$, $p= < .01$). Die Altersgruppen unterschieden sich weder bei RoM ($F(1,22)= .78$, $p= .39$) noch bei Nm ($F(1,22)= .51$, $p= .48$) signifikant voneinander (Abb. 1).

Die Effektstärken nach Cohen (1992) sind für die jüngeren und älteren Erwachsenen mit Effekt RoM ($d_{jung}= .59$; $d_{alt}= .53$) und Nm ($d_{jung}= .53$; $d_{alt}= .50$) als mittel einzustufen.

Abb. 1 Altersspezifische Veränderungen zwischen Pre- und Postmessung (*= signifikante Veränderung zur Pre-Messung ($p < .01$); Fehlerbalken= 95%-Konfidenzintervall)

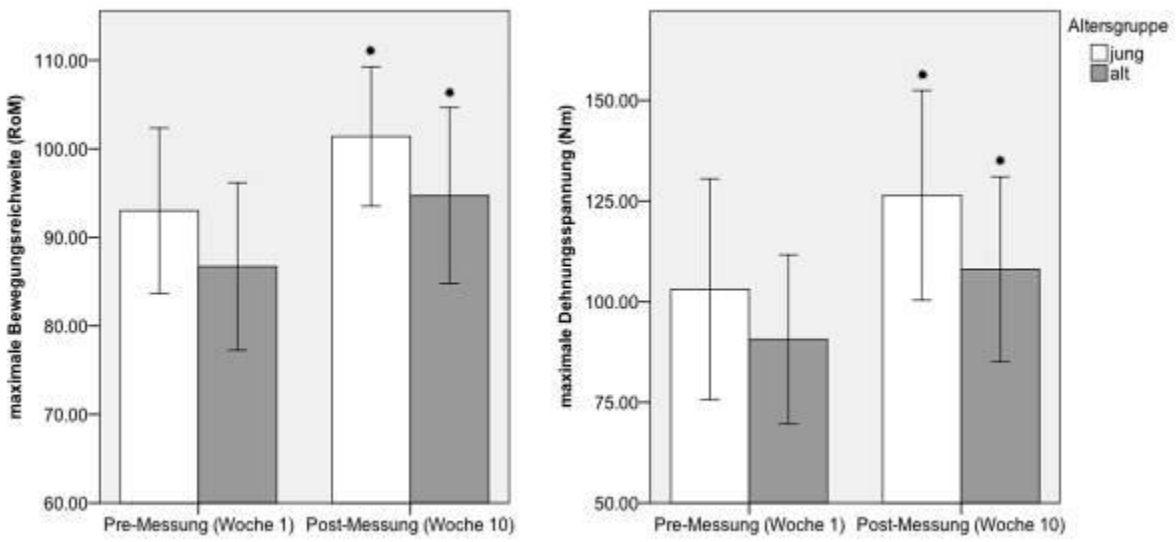
Schlussfolgerung

Sowohl bei den älteren als auch bei den jüngeren Erwachsenen veränderten sich die maximale Bewegungsreichweite (RoM) und die Dehnfähigkeit der Muskulatur (Nm) signifikant. Es konnten aber keine altersspezifischen Unterschiede der Trainierbarkeit gefunden werden. Das Ergebnis zeigt, dass bei einem Dehntraining mit älteren Erwachsenen die gleichen Veränderungen zu erwarten sind wie bei jungen Menschen. Nachfolgende Analysen sollen klären, wie sich weitere Parameter der Muskeldehnung altersspezifisch durch ein Dehntraining verändern. Aufgrund der viskoelastischen Eigenschaften der Muskulatur sollte insbesondere der Verlauf der Dehnungsspannungskurve und die daraus ableitbaren Parametern, wie zum Beispiel die Muskelstiffness (Marshall, Cashman, & Cheema, 2011), untersucht werden.

Literaturangaben

Cohen, J. (1992). A power primer. Psychological Bulletin, 112(1), 155–159.
Frankel, J. E., Bean, J. F., & Frontera, W. R. (2006). Exercise in the elderly: research and clinical practice. Clinics in Geriatric Medicine, 22(2), 239–256.
Holland, G. J., Tanaka, K., Shigematsu, R., & Nakagaichi, M. (2002).
Flexibility and physical functions of older adults: A review. Journal of Aging and Physical Activity, 10(2), 169–206.
Marshall, P. W. M., Cashman, A., & Cheema, B. S. (2011). A randomized controlled trial for the effect of passive stretching on measures of hamstring extensibility, passive stiffness, strength, and stretch tolerance. Journal of Science and Medicine in Sport, 14(6), 535–540.
Pollock, M. L., Gaesser, G. A., Butcher, J. D., Després, J. P., Dishman, R. K., Franklin, B. A., & Garber, C. E. (1998). ACSM Position Stand: The Recommended Quantity and Quality of Exercise for Developing and Maintaining Cardiorespiratory and Muscular Fitness, and Flexibility in Healthy Adults. Medicine & Science in Sports & Exercise, 30(6), 975–991.

Abb. 1



Postersession 1 • Ganganalyse I

P 1

Unterstützung der medizinischen Maßnahmenempfehlung in der Schlaganfallrehabilitation auf Grundlage von instrumenteller Ganganalyse

D. Raab, D. Rosenthal, A. Kecskemethy (Duisburg/DE), M. Siebler (Essen/DE), H. Hefter (Düsseldorf/DE)

Fragestellung

Bei der Rehabilitation der Gangfähigkeit nach einem Schlaganfall gilt es patientenindividuell zu entscheiden, welche Rehabilitationsmaßnahme zu welchem Zeitpunkt einzusetzen ist, um eine optimale Versorgung zu gewährleisten. Es fehlen jedoch bislang akzeptierte Kenngrößen, welche eine objektivierte Bestimmung der funktionell erforderlichen Rehabilitationsmaßnahme(n) ermöglichen. Aus diesem Grund wurde von der ReHabX-Gruppe eine Methodik entwickelt um die Maßnahmenempfehlungen (ME) von Ärzten mit patientenspezifischen Kenngrößen aus der instrumentellen Ganganalyse zu unterstützen.

Material und Methode

Anhand eines Kollektives von 81 Patienten, für welche die ME von drei Neurologen vorliegen, erfolgt eine Reproduktion der ME für die einzelnen Patienten auf Grundlage des Mehrheitsentschlusses der Neurologen und Kenngrößen aus der instrumentellen Ganganalyse. Zu diesem Zweck werden für jeden Patienten aus 4 Messungen jeweils 169 Kenngrößen (Standardganganalysefeatures [1], diskretisierte Winkelverläufe, Interlimb Coordination, AL-Plot [2]) gemittelt und danach anhand eines t-Tests die 12 Features identifiziert, die am meisten Mittelwertsunterschiede zwischen den Gruppen ME-Ja und ME-Nein erklären. Aus dieser Auswahl werden danach mithilfe einer schrittweisen binär-logistischen Regression die Features ausgewählt und gewichtet, welche zusammen die ärztliche Empfehlung mit der höchsten Modellgenauigkeit nachbilden.

Ergebnis

Abbildung 1 zeigt am Beispiel der Maßnahme "Injektionsbehandlung des betroffenen Armes mit Botulinumtoxin", dass die mehrheitliche ME von drei Neurologen anhand der ermittelten Prädiktoren "minimaler Ellenbogenwinkel" und "Fläche des normierten AL-Plot" [3] in 91% der Fälle richtig reproduziert werden kann.

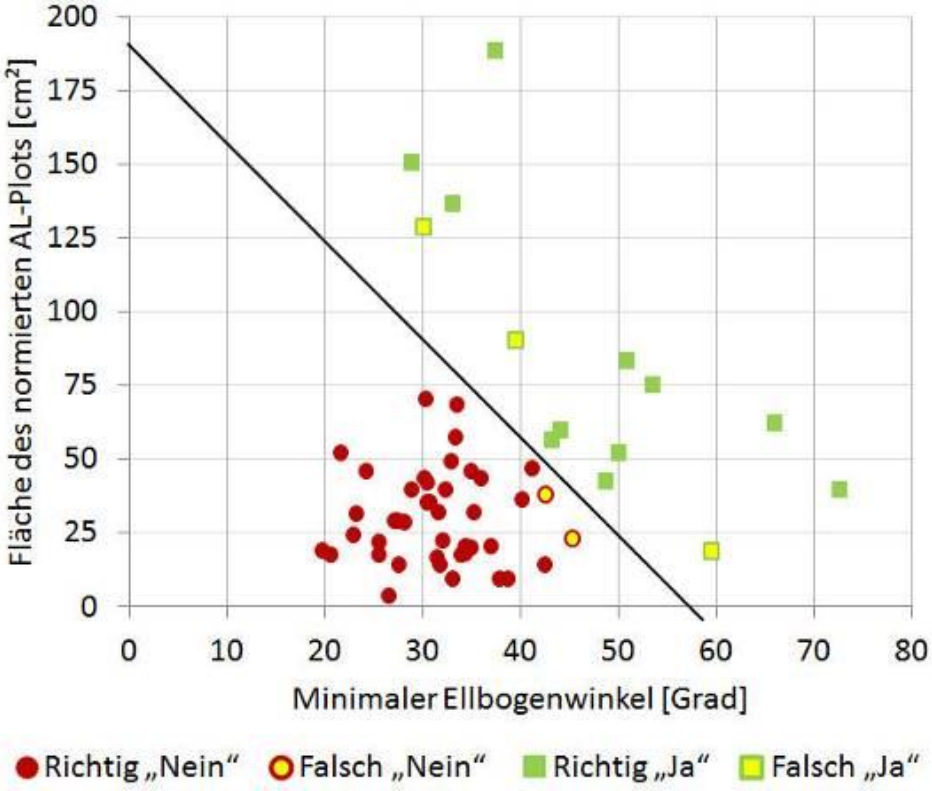
Schlussfolgerung

Durch die vorgestellte Methodik ist eine Objektivierung von Maßnahmenempfehlungen möglich, was dazu führt, dass eine gezieltere und treffsichere Maßnahmenauswahl gefördert werden kann.

[1] M. Whittle. Gait analysis: an introduction, Elsevier, 2007
[2] P. Ferreira et. al. Quantitative Bewertung von Gangstörungen in der Schlaganfallrehabilitation, Neurologie & Rehabilitation, 6/2014

Gefördert aus dem EFRE kofinanzierten operationellen Programm für NRW im Ziel2 "Regionale Wettbewerbsfähigkeit und Beschäftigung" 2007-2013.

Abb. 1


200
175
150
125
100
75
50
25
0
Fläche des normierten AL-Plots [cm²]
0
10
20
30
40
50
60
70
80
Minimaler Ellbogenwinkel [Grad]
Richtig „Nein“
Falsch „Nein“
Richtig „Ja“
Falsch „Ja“

P 2

Comparison of joint kinematics of treadmill walking and running between an inertial sensor system and a Vicon system

C. Nüesch (Basel/CH), E. Roos (Basel, Zurich/CH), G. Pagenstert, A. Mündermann (Basel/CH)

Fragestellung

Inertial sensor systems are becoming increasingly popular for gait analysis because their use is simple and time efficient [1]. One such system – RehaGait – includes seven inertial sensors and software to calculate spatiotemporal parameters and sagittal plane ankle, knee and hip kinematics. For spatiotemporal parameters a good reliability [2] and concurrent validity compared to an instrumented treadmill [3] have been shown. However, such data is missing for joint kinematics. Hence, the aims were i) to compare joint kinematics measured by RehaGait with those measured by Vicon for treadmill walking and running and ii) to analyze the test re-test repeatability of waveform data of the RehaGait.

Material und Methode

Twenty healthy participants (12 female; age: 27.4 ± 8.3 years; body mass index: 21.5 ± 2.5 kg/m2) were equipped with inertial sensors and reflective markers (PlugIn Gait) according to respective guidelines. The two systems were manually started at the same time. Twenty consecutive steps for walking and running were recorded and each software calculated sagittal plane ankle, knee and hip kinematics. Measurements were repeated after 20 minutes. Ensemble means were further analyzed by calculating coefficients of multiple correlation (CMC) [4] and root mean square errors (RMSE).

Ergebnis

There was an offset between the waveforms of the systems which was greater for running than walking (Figure 1). Correcting for this offset improved agreement and resulted in CMC >.950 for walking and running and in RMSE <5° for walking and <8° for running. Repeatability of the waveforms was very good to excellent (CMC >.937) and RMSE were small with 3° for walking and 3° to 7° for running.

Schlussfolgerung

The two systems use different algorithms to calculate joint kinematics which partly explains the offset and differences between the waveforms. Nonetheless, the results of this study indicate that the RehaGait measures comparable sagittal plane joint kinematics to a Vicon system and that the measured kinematics have a very good repeatability.

References

[1]: Sprager and Juric 2015. Sensors 15: 22089-127
[2]: Schwesig et al. 2010. Biomed Tech 55: 109-15
[3]: Donath et al. 2016. J Neuroeng Rehabil 13: 6
[4]: Ferrari et al. 2010. Gait Posture 31:540-2

Abb. 1

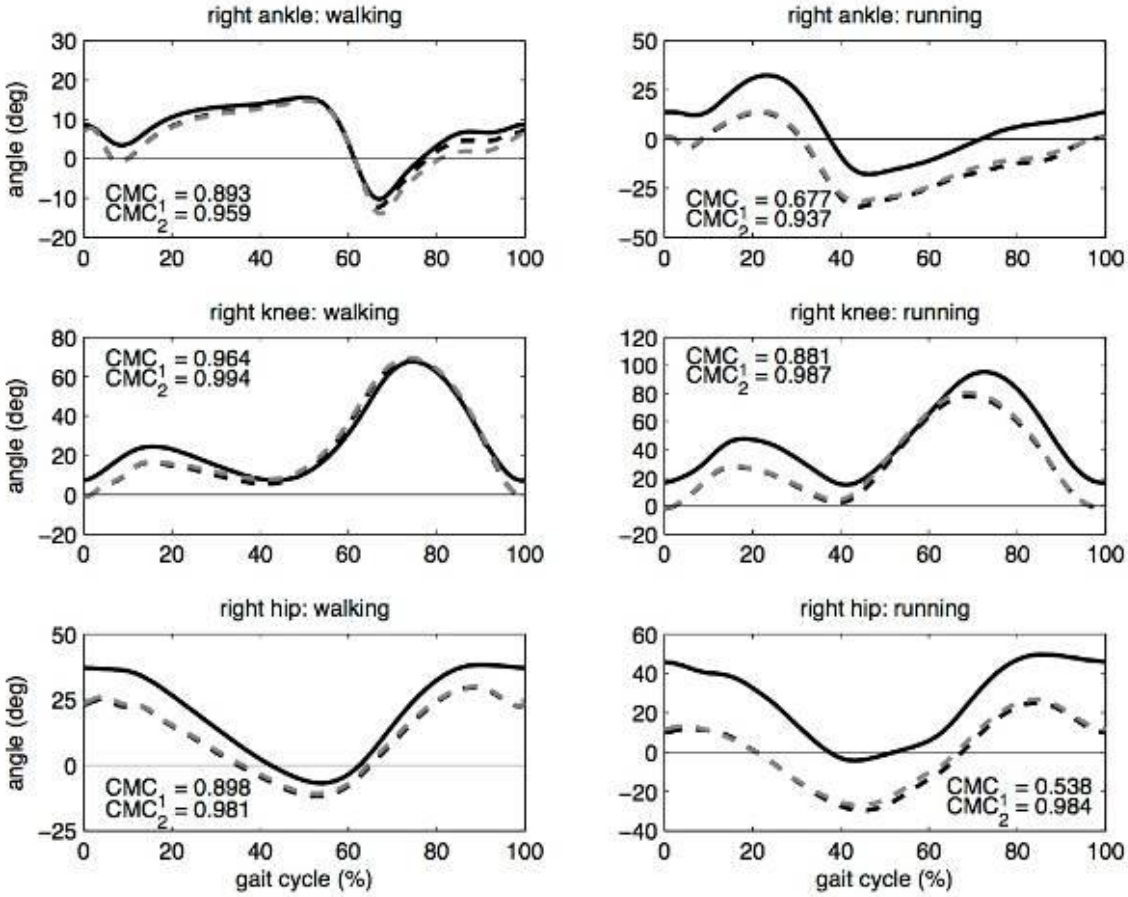


Figure 1: Comparison between mean joint angles during walking (left column) and running (right column) measured by the RehaGait (measurement 1: black dashed; measurement 2: grey dashed) and the Vicon system (black solid). CMC_1 was calculated between RehaGait and Vicon and CMC_2 between the test re-test measurements with the RehaGait.

P 3

Klinisch-biomechanische Evaluation der Orthesenversorgung und -einstellung bei Patienten mit medialer Gonarthrose.

A. Brand, I. Klöpfer-Krämer, I. Kröger, J. Müßig, P. Augat (Murnau am Staffelsee, Salzburg/DE)

Fragestellung

Patienten mit medialer Gonarthrose zeigen schmerzbedingt eine eingeschränkte Gehfähigkeit mit Schonhaltungen. Aus biomechanischer Sicht befindet sich die Beinachse bei diesen Patienten in einer Varusstellung, welche beim Gehen zu einer Überbelastung im Kniegelenk führt.[1,2] Die Anwendung von valgisierenden Knieorthesen kann zu einer Reduktion der Schmerzen führen. Allerdings ist nach wie vor unklar inwieweit die Schmerzreduktion mit der Änderung der biomechanischen Gegebenheiten zusammenhängt. Ziel dieser Studie war es, den Effekt der Einstellung einer valgisierenden Kniegelenksorthese auf die mechanische Belastung des Kniegelenks und das klinische Befinden bei Patienten mit medialer Gonarthrose zu untersuchen.

Material und Methode

Insgesamt wurden N=22 Patienten (62 ± 9 Jahre, 12♂, 10♀) mit medialer Gonarthrose untersucht. Nach Orthesenversorgung und einer Eingewöhnungsphase erfolgte eine Bewegungsanalyse (Vicon, UK) randomisiert ohne Orthese sowie mit individueller und reduzierter Ortheseneinstellung. Als primäre Zielparameter wurden das Varusmoment und der frontale Kniewinkel während des Gehens untersucht. Zudem wurde das subjektive Schmerzempfinden (VAS-Score) vor und nach Tragen der Orthese dokumentiert. Die statistische Auswertung erfolgte mittels ANOVA mit Messwiederholungen ($p < 0.05$).

Ergebnis

Durch die Orthesenversorgung konnte eine signifikante Reduktion des Varusmoments und des frontalen Kniewinkels um bis zu 0.11 ± 0.09 Nm/Kg bzw. 3.71 ± 2.29° erreicht werden. Zwischen den beiden Ortheseneinstellungen zeigten sich nur im frontalen Kniewinkel geringe signifikante Unterschiede. Das subjektive Schmerzempfinden reduzierte sich durch das Tragen der Orthese signifikant um 1.6 ± 1.7 mm (VAS).

Schlussfolgerung

Mit Hilfe der Knieorthese kann das Beschwerdebild bei Patienten mit medialer Gonarthrose gelindert werden. Aus biomechanischer Sicht wird über die Valgisierung der Hebelarm zum Kraftangriffspunkt reduziert, wodurch eine Entlastung des medialen Kniekompartiments erreicht wird. Kleinere Variationen in der Ortheseneinstellung haben dabei einen vergleichbaren biomechanischen Effekt was sich positiv auf die Tragecompliance der Patienten auswirken könnte.

Literatur

[1] Draganich et al. J. Bone Joint Surg. Am. 2006; 88: 2645-52.
[2] Fantini Pagani et al. J. Orthop. Res. 2012; 30(7): 1125-32.

P 4

Der Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf die Messgenauigkeit eines IMU-basierten Messsystems bezüglich kinematischer Parameter

M. Mundt (Aachen/DE), A. Wisser, S. David, T. Dupré (Köln/DE), V. Quack, F. Bamer
M. Tingart (Aachen/DE), W. Potthast (Köln/DE), B. Markert (Aachen/DE)

Fragestellung

Inertialsensoren (IMU) bieten eine kostengünstige, leicht handhabbare Option der Ganganalyse außerhalb des Labors. Die Messgenauigkeit dieser Systeme ist abhängig von den Algorithmen, die zur Auswertung der Signale verwendet werden. Das für diese Studie verwendete Messsystem (MyoMotion, Noraxon) beinhaltet Empfehlungen zur Platzierung der Sensoren, um größere Hautbewegungen während der Messung zu vermeiden. Die Ausrichtung der Sensoren wird über eine definierte Kalibrierungsposition bestimmt. Ziel dieser Arbeit ist die Bestimmung der Messgenauigkeit des IMU-Systems verglichen mit einem optoelektronischen System bei verschiedenen Gehgeschwindigkeiten.

Material und Methode

12 gesunde Probanden (5 weiblich, 7 männlich, Alter: 26,9 ± 2,3 Jahre, Gewicht: 70,8 ± 13,2 kg, Körperhöhe: 171,9 ± 10,2 cm) gingen bei fünf verschiedenen Geschwindigkeiten (0,8 m/s, 1,1 m/s, 1,4 m/s, 1,7 m/s, 2,0 m/s) jeweils zehn Mal in der Ebene geradeaus. Die Bewegung wurde parallel durch ein optoelektronisches Kamerasystem (VICON, UK) und ein IMU-System (MyoMotion, Noraxon, USA) aufgezeichnet.
Die 3D Gelenkwinkel der unteren Extremitäten wurden berechnet. Dazu wurde für die optischen Daten ein skaliertes Anybody-Modell (Anybody Technology, Denmark) von Lund et al. [1] genutzt (α_{OPTO}). Die Gelenkwinkel des IMU-Systems (α_{IMU}) wurden softwareintern berechnet.
Um die Gelenkwinkel von beiden Systemen für jede Geschwindigkeit statistisch miteinander zu vergleichen, wurde die Methodik des Statistical Parametric Mapping (SPM) genutzt. Abhängig von der Verteilung der Daten wurde ein parametrischer oder nicht-parametrischer t-Test durchgeführt.

Ergebnis

Die Betrachtung von Mittelwert und Standardabweichung zeigt, dass während des Bodenkontaktes Schwingungen in α_{IMU} entstehen (Abb. 1), die mit der Geschwindigkeit steigen. Diese Schwingungen sind insbesondere in der Frontal- und Transversalebene zu erkennen. Außerdem zeigt sich, dass α_{IMU} deutlich größere Standardabweichungen in den zehn Gangversuchen zeigt, als α_{OPTO}. In der Sagittalebene ist ein Versatz des Winkels zu erkennen (Abb. 2), während der Verlauf der Kurven gleich ist. In beiden anderen Ebenen unterscheiden sich auch die Kurvenverläufe.
Die SPM-Ergebnisse bestätigen diese Beobachtungen. Die Winkel in der Sagittalebene unterscheiden sich nicht signifikant für alle Gelenke, wohingegen die Unterschiede in der Frontal- und Transversalebene teils über den gesamten Kurvenverlauf signifikant sind. Es zeigt sich, dass die Winkel des Hüftgelenkes besser bestimmt werden können, als die von Knie- und Fußgelenk.

Schlussfolgerung

Die Schwingungen in α_{IMU} deuten darauf hin, dass der softwareintern genutzte Kalman-Filter die Erschütterungen des Sensors, die beim Fußaufsatz entstehen, nicht ausreichend kompensiert. Insbesondere in den Ebenen, die einen kleinen Bewegungsumfang aufweisen, wird dies deutlich. Durch die Anwendung eines zusätzlichen Filters auf die berechneten Winkel kann dieses Problem eingegrenzt werden.
Die höhere Standardabweichung in α_{IMU} wird durch die wiederholte Kalibrierung des Systems erklärt. Da vor jedem Versuch neu kalibriert wird, um den Drift des Gyroskops zu minimieren, unterscheidet sich die Neutralposition der Gelenkwinkel bei jedem Versuchsdurchlauf.
Der Versatz der Winkel in der Sagittalebene wird durch die Definition der Gelenkachse bzw. des Gelenkzentrums erklärt [2]. Um diese Hypothese zu bestätigen, werden die Gelenkwinkel beider Systeme um das gleiche Rotationszentrum berechnet.

[1] Lund, M. E. et al. (2015). Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. Intern Biom, 2(1).
[2] Brennan, A. et al. (2011). Assessment of anatomical frame variation effect on joint angles : A linear perturbation approach. J. Biom (44).

Abb. 1

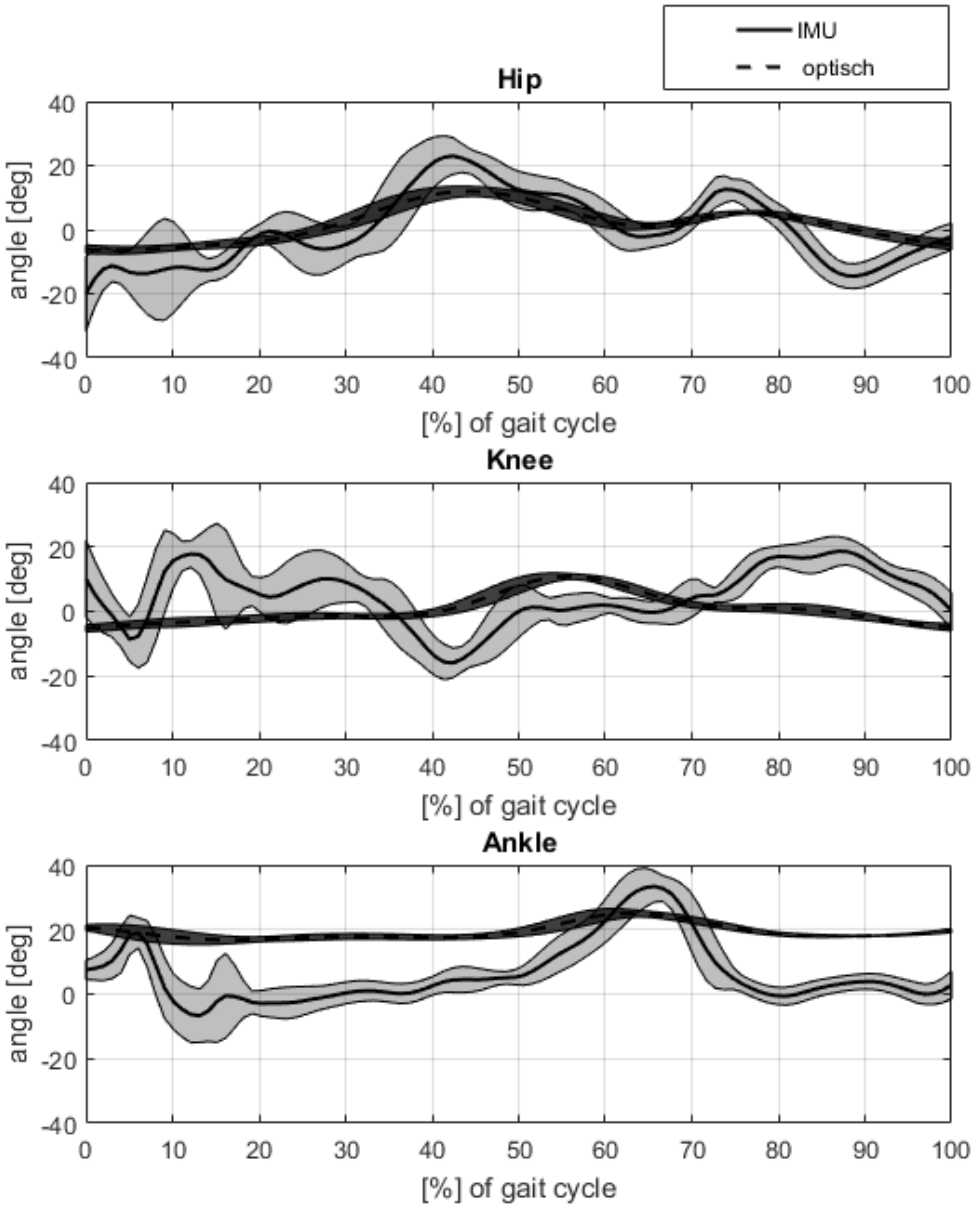


Abb. 1 Mittelwert und Standardabweichung der Gelenkwinkelverläufe beider Messsysteme in der Transversalebene. Der Verlauf der Kurven des IMU-basierten Messsystems zeigt deutliche Schwingungen während des Fußaufsatzes.

Abb. 2

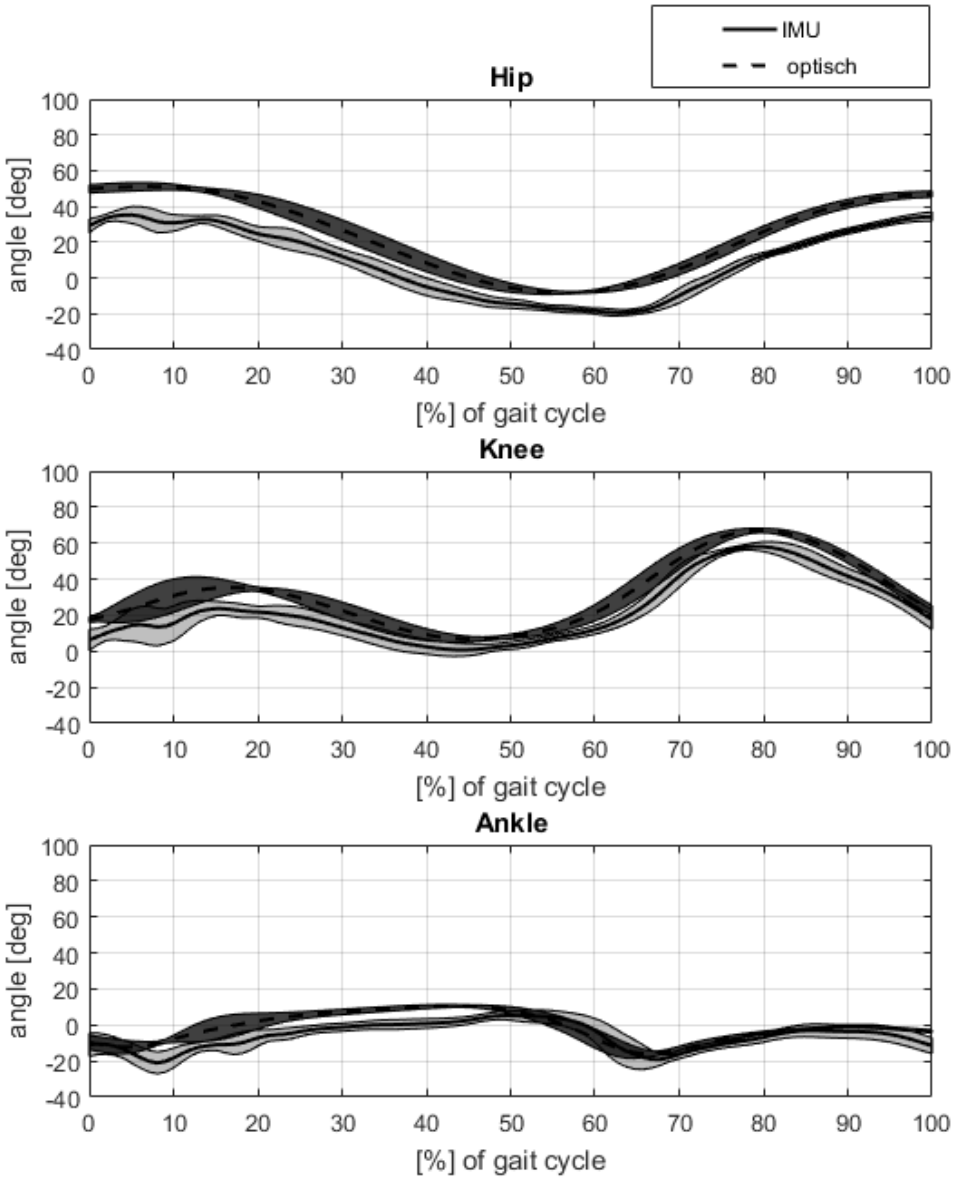


Abb. 2 Mittelwert und Standardabweichung der Gelenkwinkelverläufe beider Messsysteme in der Sagittalebene. Der Verlauf der Kurven des IMU-basierten Messsystems zeigt einen Versatz zu den Kurven des optischen Systems.

P 5

Flexibilität von kindlichen Knickfüßen während des Zehenstandes bei Zerebralparese

B. K. Krautwurst, S. I. Wolf, T. Dreher (Heidelberg/DE)

Fragestellung

Fußdeformitäten wie der Pes planovalgus treten bei Kindern mit Zerebralparese (ICP) häufig auf. Für die Diagnostik stellt die Fußdruckanalyse eine bekannte Messmethode dar [1]. Krautwurst et al. zeigten, dass über eine Marker-gestützte optische 3D-Analyse der Zehenstand als ein Test für die Flexibilität und Ausprägung von kindlichen Knickfüßen [2] quantitativ beurteilt werden kann. Dieses Verfahren soll auch auf neurologisch bedingte Knickfüße angewandt und die diagnostische Relevanz der Flexibilität durch erhöhte Fußbelastung bei Kindern mit ICP eruiert werden.

Material und Methode

13 Kinder mit ICP und Knickfußdeformität (3 unilateral, 10 bilateral), 73 Kinder mit juvenilen Knickfüßen und 7 mit unauffälligen Füßen im Alter zwischen 3-13 Jahren führten den Zehenstand durch. Mittels markerbasierter 3D-Analyse wurden die Bewegungen des Mittel- und Rückfußes eruiert.
Beide Füße der Kinder wurden eingeschlossen, bei denen mit unilateraler ICP nur die betroffene Seite, und mittels linear gemischten Modellen statistisch ausgewertet (Mittelwert, Standardabweichung, p-Wert mit Signifikanzniveau 0,05).

Ergebnis

Die Kinder mit ICP erreichen einen geringeren Zehenstand (38,9° ± 9,0°) als die Kinder mit juvenilen Knickfüßen (46,6° ± 4,6°, $p<0{,}001$) oder mit Referenzfüßen (45,6° ± 3,1°, $p=0{,}022$). Das Bewegungsausmaß des Mittel- und Rückfußes unterscheidet sich zwischen den Kindern mit ICP und denen mit juvenilen Knickfüßen signifikant, jedoch nicht zu den Referenzfüßen. Das mediale Fußgewölbe ist im maximalen Zehenstand bei den Kindern mit ICP signifikant flacher, der Rückfuß signifikant weniger valgisch verglichen zu den juvenilen Knickfüßen und den Referenzfüßen. Weiterhin war die Fußsäule signifikant weniger nach lateral geneigt verglichen zu den Referenzfüßen.

Schlussfolgerung

Die Kinder mit ICP zeigen eine geringere Fußbeweglichkeit und ein Defizit am Ende des Zehenstandes verglichen zu den Kindern mit juvenilen Knickfüßen. Die geringere Fußflexibilität kann möglicherweise durch eine abgeschwächte Wadenmuskulatur oder strukturell verursacht sein. Der Zehenstand gibt hierbei wichtige Hinweise auf funktionelle und strukturelle Änderungen.

Referenzen

[1] Sees, JP et al. 2013, J Child Orthop; 7(5):373-377.
[2] Krautwurst, BK et al. 2016, Gait Posture; 48:146-151.

Abb. 1

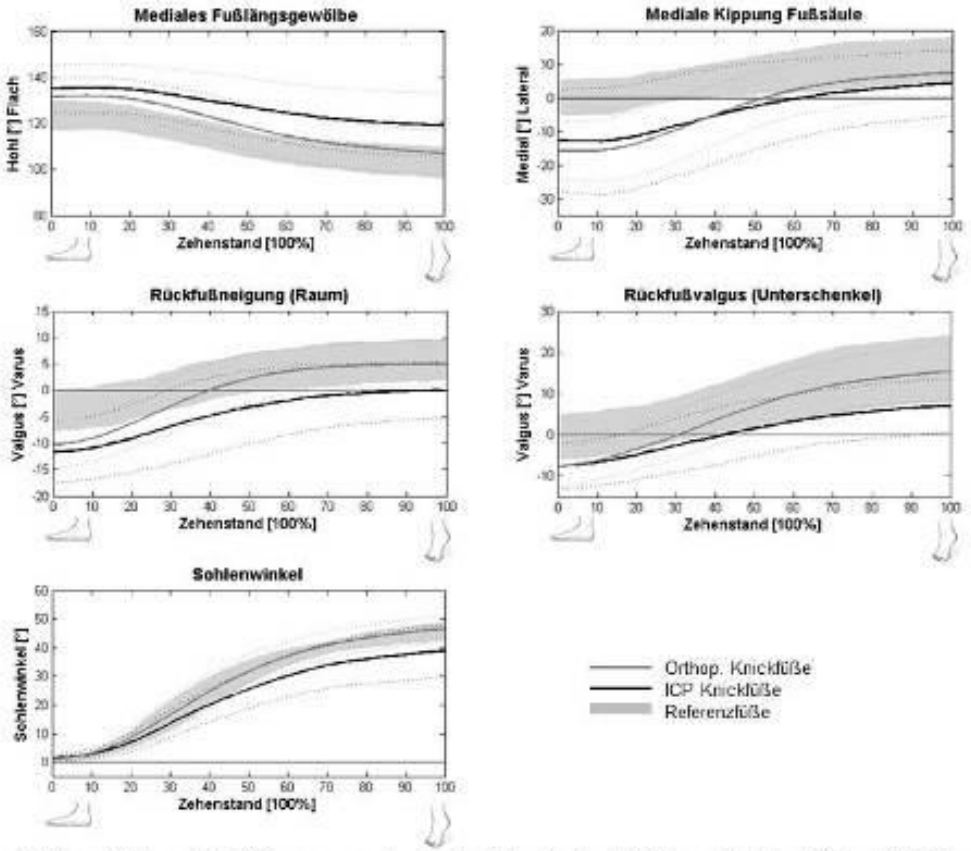


Abbildung: Mittel- und Rückfußbewegung während des Zehenstandes bei Kindern mit orthopädischen Knickfüßen (grau) und Kinder mit Zerebralparese (ICP) und Knickfüßen (schwarz). Graues Band = Referenzfüße. 0% = Stand mit flach aufgestelltem Fuß, 100% = maximaler Zehenstand.

P 6

Everyday activity in patients with transfemoral amputation is associated with gait quality

J. A. Müßig, T. Brauner, I. Kröger, P. A. Varady, A. Brand, I. Klöpfer-Krämer, T. Horstmann
P. Augat (Murnau/DE)

Fragestellung

Treatment decisions for patients with prostheses after amputation often require information on their daily activity and their functional performance. Everyday activity, however may be affected by the quality of gait in those patients, i. e. disturbed gait might be associated with decreased activity. The aim of this study was to determine if gait quality in amputees would be associated with the extent of activity in daily living.

Material und Methode

Gait quality was assessed by measuring kinematic variability in the setting of an instrumented gait laboratory while daily activity was monitored with body worn acceleration sensors. Sixteen transfemoral amputees provided with a prosthetic knee joint system (15 ♂ patients 46 ± 9 years, 1 ♀ patient 46 years) were captured during walking on even ground by eight cameras of the Vicon Nexus™ system. As a measure of gait quality the variability of trunk movement in the frontal plane was analyzed. Activity was assessed using the Lower Limb Above Knee Amputation Score as well as by monitoring their activity by an acceleration sensor (VitaMove, Valkenswaard, Netherlands) worn continuously for three weeks on the surface of the prostheses.

Ergebnis

We found a significant correlation between daily activity and the variability of trunk obliquity ($r = 0.6$, $p \leq 0.05$). Patients with lower gait quality (increased trunk variability) had significantly lower levels of daily activity. Additionally, our findings clearly demonstrate a lack of association between the acceleration sensor based activity level compared to the questionnaire assessed level of activity ($p \geq 0.05$).

Schlussfolgerung

In conclusion, variability in gait pattern was strongly associated with level of everyday activity in patients with transfemoral amputation. Thus laboratory based gait assessment can provide useful information about their extent of activity in everyday life. In contrast, questionnaire based mobility scores appeared to be insufficient for assessing the level of activity. Therefore variability in gait pattern could possibly be used for clinical assessment and planning therapeutic intervention in amputated patients.

P 7

Modular organisation of shod and barefoot running

A. Santuz, A. Ekizos, L. Janshen (Berlin/DE), V. Baltzopoulos (Liverpool/GB), A. Arampatzis (Berlin/DE)

Fragestellung

In the last decade, the study of locomotion in evolutionary anthropology has been increasingly focussing on endurance running. Humans, compared to non-human primates, show unique endurance running speeds[1]. However, the advent of shoes is contemporary history compared to the first fossil evidence of running as a derived capability of genus *Homo*[1,2]. Running barefoot or in minimal footwear has been the predominant running condition for most of the human history[2]. Hence, it can be expected that the motor control strategies adopted in barefoot running might differ from those employed in shod running. This hypothesis can be investigated assuming that the central nervous system simplifies the production of movement by activating groups of muscles[3] in patterns called muscle synergies[4]. We extracted synergies using the non-negative matrix factorisation (NMF)5 to compare the modular organisation of barefoot running with the more modern condition of shod running.

Material und Methode

On a treadmill, 20 young and healthy participants (10 male, 10 female) ran shod and barefoot at preferred speed (2.8±0.4 m/s), twice on the same day. All the participants were inexperienced barefoot runners. Fundamental synergies, containing the time-dependent activation coefficients (motor primitives) and the time-invariant muscle weightings (motor modules), were extracted from 24 ipsilateral electromyographic activities. We defined as fundamental a synergy whose primitive shows a single activation peak[5]. NMF outcomes were compared using the coefficient of determination (R^2) as similarity metric. A repeatability threshold for R^2 was set by comparing the two intraday trials of each condition.

Ergebnis

The minimum number of synergies needed to reconstruct the original signal (i.e. the NMF rank) was five for both shod and barefoot running ($p=0.305$). The average quality of reconstruction, measured with R^2, was statistically lower for the barefoot dataset ($R^2=0.993$) compared to the shod ($R^2=0.994$, $p=0.007$). Five fundamental synergies (Fig. 1) were associated with as many phases of the gait cycle in both conditions: synergy 1 (touchdown and early stance phase), synergy 2 (stance phase and push-off), synergy 3 (push-off and early swing phase), synergy 4 (early swing phase) and synergy 5 (late swing phase). The similarity between shod and barefoot conditions was conducted trial-by-trial using R^2 on both motor primitives and modules. We found alterations in the primitives of synergies 3 and 4 and in the modules of synergies 4 and 5 (Tab. 1). Other possible dissimilarities were not discernible from the repeatability bias.

Schlussfolgerung

Five fundamental synergies could describe both barefoot and shod running. Differences in the early swing phase might be explained by a lower ankle gear ratio during barefoot running in the last 20% of the stance phase[6,7]. This induces a reduction in the force potential of plantarflexors, due to the force-velocity relationship[7]. The disadvantage might initiate, in inexperienced barefoot runners, an instability requiring feedback- as well as predictive-based control for stabilisation. Dissimilarities in the late swing phase derive from the preactivation, before touchdown, of plantarflexors in barefoot running and dorsiflexors in shod running[8,9], due to the different foot strike pattern[10]. All these details might reflect the CNS's effort to cope with the biomechanical specificity of barefoot compared to shod running.

1. Bramble, D.M. & Lieberman, D.E. Nature 432, (2004)
2. Lieberman, D.E. et al. Nature 463, (2010)
3. Bernstein, N.A. Pergamon Press (1967)
4. Bizzi, E et al. Brain Res. Rev. 57, (2008)
5. Santuz, A. et al. Int. J. Neural Syst. (2016)
6. Carrier, D.R. et al. Science. 265, (1994)
7. Braunstein, B et al. J. Biomech. 43, (2010)
8. Komi, P.V. Exerc. Sport Sci. Rev. 12, (1984)
9. von Tscharner et al. J. Biomech. 36, (2003)
10. Santuz, A. et al. Ann. Biomed. Eng. 44, (2016)

Poster

Abb. 1

Fig. 1. Average motor modules and primitives of the five fundamental synergies for shod (grey) and barefoot (black) running at preferred speed. The motor modules are presented on a normalized y-axis (vertical lines delimit the four main muscle groups). In motor primitives, the x-axis full scale represents one gait cycle (stance and swing divided by a vertical line) and the y-axis the normalised amplitude.

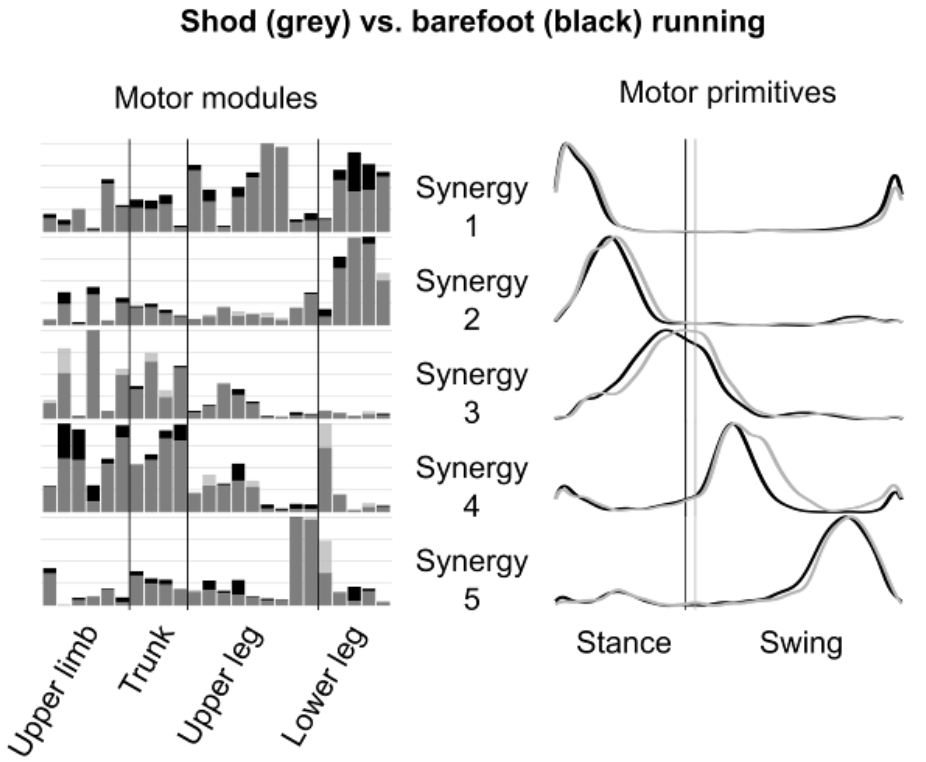


Abb. 2

Tab. 1. Similarities between shod and barefoot running for both primitives and modules. The reported intraday repeatability thresholds are the average of shod and barefoot trials. Given values a Type A uncertainty.

Synergy	R^2 (shod vs. barefoot)		R^2 intraday threshold	
	Primitives	Modules	Primitives	Modules
Syn1	0.87±0.03	0.57±0.08	0.89±0.04	0.81±0.12
Syn2	0.89±0.04	0.78±0.10	0.78±0.09	0.71±0.11
Syn3	0.83±0.06	0.87±0.03	0.86±0.04	0.86±0.05
Syn4	0.48±0.23	0.62±0.17	0.62±0.16	0.60±0.13
Syn5	0.87±0.04	0.86±0.05	0.80±0.06	0.76±0.09

P 8

Untersuchung des Effektes eines Schwangerschaftsgurtes auf das statische Gleichgewicht von Schwangeren

M. E. Bey, A. Arampatzis, K. Legerlotz (Berlin/DE)

Fragestellung

In der Literatur wird eine hohe Sturzrate von Schwangeren beschrieben, die nach Dunning et al. (2003) rund 27% von 2847 Frauen betrifft. Dies könnte mit einer Veränderung des Gleichgewichts zusammenhängen. Es existieren Indizien, dass ein Maternity Support Belt (MSB) das Becken von Schwangeren stabilisiert und sich positiv auf das Gleichgewicht auswirkt (Cakmak et al., 2014). Das Ziel der Studie ist es, Veränderungen des Gleichgewichts während der Schwangerschaft zu charakterisieren und den Effekt des MSB zu überprüfen.

Material und Methode

An der Untersuchung nahmen insgesamt 90 gesunde Schwangere (30 ± 4 Jahre) in unterschiedlichen Trimestern (T1: 1-13, T2:14-26, T3: 27-40 Woche) und 30 nicht-schwangere Kontrollen (28 ± 6 Jahre) teil. Für die Bewertung der Gleichgewichtsfähigkeit wurden die Grenzen der Stabilität (Annäherung des Massenmittelpunktes an die Limits of Stability, LoS) nach anterior und posterior mit und ohne Einsatz eines MSB ermittelt.

Ergebnis

Die LoS der Kontrollgruppe sind durchschnittlich mit 5,0 cm nach anterior und mit 4,3 cm nach posterior besser als die LoS der Schwangeren zum Zeitpunkt T1 (ant: 6,1 cm; post: 5,0 cm) und T3 (ant: 6,3 cm; post: 5,0 cm). Es konnte kein Einfluss des MSB auf die LoS gefunden werden. Bezogen auf die Projektion des Massenmittelpunktes auf die Unterstützungsfläche zeigte sich in Ruhelage eine Verschiebung nach posterior sowohl bei Schwangeren wie auch bei Kontrollen ($\Delta T1$=1,6 %, $\Delta T2$= 2,3 %, $\Delta T3$=0,9 %; ΔK=0,7 % der Fußlänge).

Schlussfolgerung

Das statische Gleichgewicht von Schwangeren ist im Vergleich zu den Kontrollen reduziert. Da dies bereits in T1 auftritt, das Körpergewicht aber nur minimal und nicht signifikant höher als bei den Kontrollen ist (Δ = 4,7 ± 2,6 kg), müssen andere Faktoren, wie z.B. hormonell bedingte Veränderungen des muskuloskelettalen Systems, das statische Gleichgewicht beeinflusst haben. Der MSB erhöht das statische Gleichgewicht von Schwangeren nicht, hat jedoch einen Effekt auf die Körperhaltung in Ruhelage. Er bewirkt eine Verschiebung der Projektion des Massenmittelpunktes nach posterior, die aus der Stützwirkung, der eingeschränkten Beckenbeweglichkeit, der verstärkten Fokussierung auf das Becken und/oder der veränderten Körperwahrnehmung resultieren könnte.

Cakmak et al. (2014). PM R, 6 (7), 624-8; Dunning et al. (2003). Am J Ind Med., 44(6), 664-72

P 9

Scapular kinematics in able-bodied subjects during manual wheelchair propulsion

M. Bekker (Nottwil/CH; Amsterdam, Groningen/NL), R. Vegter, J. Hartog, J. van der Scheer (Groningen/NL)
S. de Groot (Amsterdam, Groningen/NL), U. Arnet (Nottwil, Lucerne/CH), L. van der Woude (Groningen/NL)
D. Veeger (Amsterdam, Delft/NL)

Fragestellung

In comparison to the general population, the prevalence of shoulder pain in persons with a spinal cord injury SCI is high (30-70%) (Curtis et al., 1995; Luime et al., 2004). Shoulder pain and disorders affect persons with spinal cord injury (SCI) since they are dependent on the upper extremity for mobility, participation and activities of daily living. In earlier research, shoulder pain has been associated with altered scapular kinematics during static poses and arm elevation (Timmons et al., 2012). A narrowing of the subacromial space and subsequent impingement of the structures in the subacromial space has been associated with reduced lateral rotation and posterior tilt of the scapula.
In order to diagnose dyskinesia in persons with SCI, the healthy movement pattern of the scapula needs to be well understood.
The primary aim of this study is to describe scapular kinematics in able-bodied persons in a standardized static pose, during arm elevation and manual wheelchair propulsion.

Material und Methode

Sixteen able-bodied novices (10 males, 6 females) with a mean age of 25.4±8.3 years, mean mass of 71.1±13.8 kg and mean height of 1.79±0.09 m, voluntary participated in this study. Exclusion criteria were any prior experience with manual wheelchair propulsion, intensive regular upper-body exercise or medical contra-indications
All subjects performed a standardized pose in the anatomical position, arm elevation in the frontal plane and manual wheelchair propulsion on a motorized treadmill, during three four-minute steady-state low-intensity (0.25W/kg body weight) practice blocks. Kinematic data of the upper body were collected with an optoelectric camera system combined with skin-mounted cluster markers and kinetic data were collected using an instrumented wheelchair wheel during all practice blocks. In accordance with the ISB guidelines, bony landmarks were probed and accordingly reconstructed. Subsequently, Euler angles of the joints of the upper body were reconstructed.

Ergebnis

In the anatomical position, 34.7° (SD 5.3°) of scapular protraction, 6.8° (SD 9.2°) of lateral rotation and 9.3° (SD 5.8°) of anterior tilt of the scapula were observed at 18.7° (SD 10.0°) of arm elevation. At 80° of arm elevation in the frontal plane, scapular protraction and posterior tilt were lower at respectively 34.3° (SD 7.4°) and 3.2° (SD 7.4°), medial rotation increased to to 28.8° (SD 5.3°).
Scapular kinematics during the push phase of manual wheelchair propulsion for respectively protraction, lateral rotation and posterior tilt were found to be on average 32.7° (SD 7.1°), 7.1° (SD 9.2) and 9.8° (SD 8.3°). Their respective ranges were of 15.6° (SD 5.2°), 8.8° (SD 7.5°) and 10.1° (SD 4.6°).

Schlussfolgerung

The bone-pin study of Ludewig and colleagues shows comparable results in the static posture of persons with low-level paraplegia (Ludewig et al., 2009). Their findings were 41.1° of protraction, 5.4° of lateral rotation and 13.5° of anterior tilt Scapular kinematics during arm elevation are in agreement with earlier research in able-bodied persons (Barnett et al., 1998).
The movement pattern of the scapula shows similarity to the pattern found in persons with SCI, however the protraction and posterior tilt are systematically 10° lower.
In summary, the observed movement pattern of the scapula in able-bodied individuals shows good comparability to prior research and provides a base for investigating dyskinesia in persons with SCI.

Abb. 1

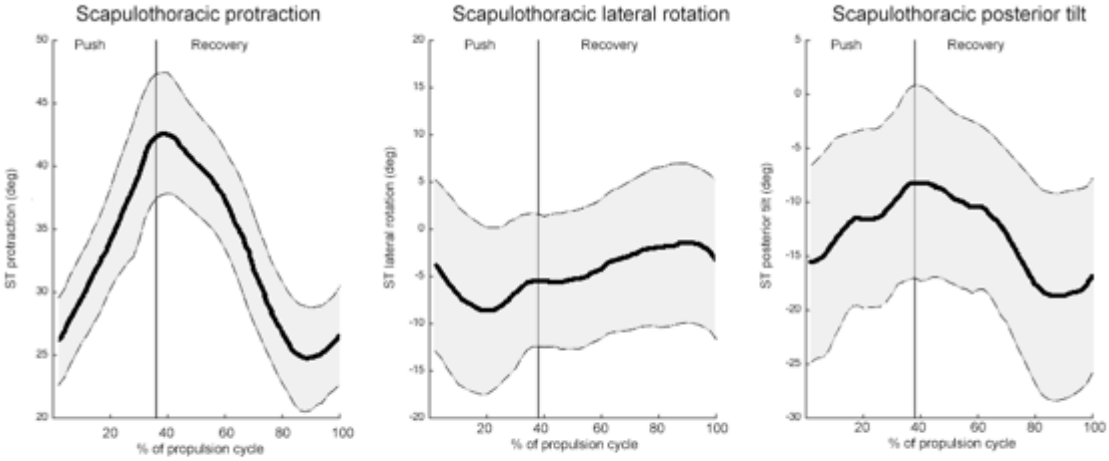


Figure 1. Mean scapulothoracic joint kinematics during a standardized push cycle. The bold line indicates the mean of all per-subject means over 4 complete propulsion cycles. The grey area encloses 1 standard deviation from the mean. On average, a push-phase was 38% of the complete propulsion cycle.

Postersession 2 • Implantate und Tribologie I

P 10

Dehnungsverteilung im proximalen humanen Femur nach Implantation einer Kurzschaftprothese im Vergleich zu einem Standardschaft

T. Flörkemeier, J. Gronewold, J. Weltin, R. Arokiasamy, G. von Lewinski, C. Hurschler
H. Windhagen (Hannover/DE)

Fragestellung

In der Hüftendoprothetik werden zunehmend Kurzschaftprothesen verwendet. Diese sollen eine metaphysäre Krafteinleitung auf das proximale Femur induzieren, sodass nach der Implantation einer Hüfttotalendoprothese das Stress-Shielding-Phänomen und ein folgender proximaler Knochenabbau vermindert werden. Eine experimentelle Überprüfung dieser biomechanischen Eigenschaft steht für viele klinisch genutzte Prothesen jedoch noch aus.
Ziel dieser Studie war es daher die Dehnungsverteilung im proximalen humanen Femur nach Implantation einer METHA®-Kurzschaftprothese mit der nach Implantation eines Bicontact®-Standardschaft zu vergleichen.

Material und Methode

Die Dehnungsverteilungen nach Implantation der beiden Hüftendoprothesen wurden an drei humanen Kadaverknochen-Paaren mittels Dehnungsmessstreifen untersucht und mit denen der identischen Femora ohne Prothese verglichen. Die Dehnungsmessstreifen wurden auf unterschiedlichen Ebenen medial und lateral angebracht. Ein Materialtestsystem übertrug vor und nach Implantation der Prothesen eine axiale Kraft von 800 Newton auf die Femora.

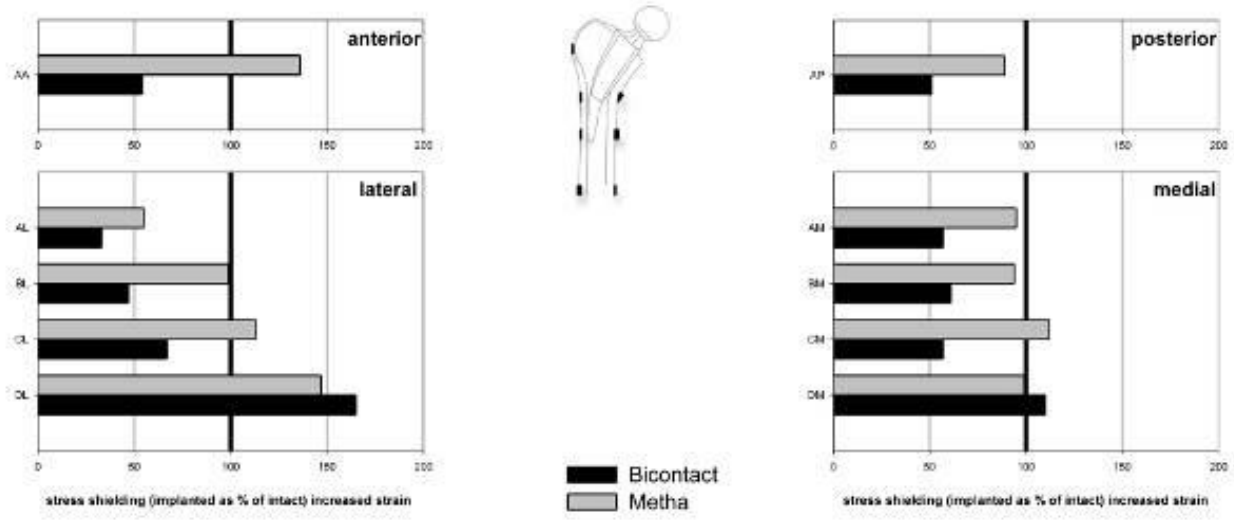
Ergebnis

Sowohl die Implantation der Kurzschaftprothese als auch die des Standardschaftes führte zu reduzierten Dehnungen im Bereich der medialen und lateralen proximalen Femora (Gruen-Zonen 1 und 7). Jedoch sind die Abweichungen nach Implantation einer Kurzschaftprothese nur minimal und geringer verglichen mit der Situation nach Implantation einer Standardprothese (Abbildung 1).

Schlussfolgerung

Die vorliegende Studie zeigt somit eine primär metaphysäre Verankerung der Metha-Kurzschaftprothese mit einer Dehnungsverteilung vergleichbar mit der des intakten Femurs. Ein wesentlicher Knochenabbau infolge eines Stress-Shieldings ist nach diesen Ergebnissen bei der klinischen Anwendung der Prothese nicht zu erwarten. Beim untersuchten Standardschaft ergab sich bei der Kraftübertragung ein deutlicherer diaphysärer Anteil. Gute langfristige Ergebnisse dieser Prothese zeigen jedoch, dass hieraus nicht unkritisch auf negative Auswirkungen in vivo geschlossen werden kann. Langfristige klinische Nachuntersuchungen inklusive radiologischer Kontrollen sind nötig, um die klinische Relevanz der unterschiedlichen Dehnungsverteilungen im proximalen Femur genauer beurteilen zu können. Hierbei wird sich zeigen, ob durch die in dieser Studie getestete Kurzschaftprothese langfristige klinische Ergebnisse mit entsprechenden Standzeiten wie bei erfolgreichen Standardprothesen erreicht werden können.

Abb. 1


anterior
AA
0
50
100
150
200
lateral
AL
BL
CL
DL
stress shielding (implanted as % of intact) increased strain
Bicontact
Metha
posterior
AP
medial
AM
BM
CM
DM
stress shielding (implanted as % of intact) increased strain

P 11

Veränderungen der Dehnungsverteilung im proximalen humanen Femur nach primärer Implantation einer Geradschaftprothese verglichen mit einem Revisionsfall nach Wechsel von einer metaphysär verankernder Kurzschaftprothese

T. Flörkemeier, J. Gronewold, R. Arokiasamy, J. Weltin, H. Windhagen, C. Hurschler
G. von Lewinski (Hannover/DE)

Fragestellung

In der Hüftendoprothetik werden zunehmend Kurzschaftprothesen verwendet. Diese sollen eine metaphysäre Krafteinleitung auf das proximale Femur induzieren, sodass nach der Implantation einer Hüfttotalendoprothese das Stress-Shielding-Phänomen und ein folgender proximaler Knochenabbau vermindert werden. Es stellt sich die Frage, ob diese Situation im Falle einer Lockerung eine schlechtere Verankerung einer herkömmlichen Geradschaftprothese bedeutet.
Ziel dieser Studie war es daher die Dehnungsverteilung im proximalen humanen Femur nach Implantation einer Bicontact®-Geradschaftprothese als primäres Implantat sowie als Revisionsimplantat nach Entfernung einer metaphysär verankernden Kurzschaftprothese zu vergleichen.

Material und Methode

Die Dehnungsverteilungen nach Implantation einer Bicontact-Geradschaftprothese als primäres Implantat wurde verglichen mit dem nach Entfernung einer metaphysär verankernden Kurzschaftprothese an drei humanen Kadaverknochen-Paaren mittels Dehnungsmessstreifen untersucht und mit denen der identischen Femora ohne Prothese verglichen. Die Dehnungsmessstreifen wurden auf unterschiedlichen Ebenen medial und lateral angebracht. Ein Materialtestsystem übertrug vor und nach Implantation der Prothesen eine axiale Kraft von 800 Newton auf die Femora.

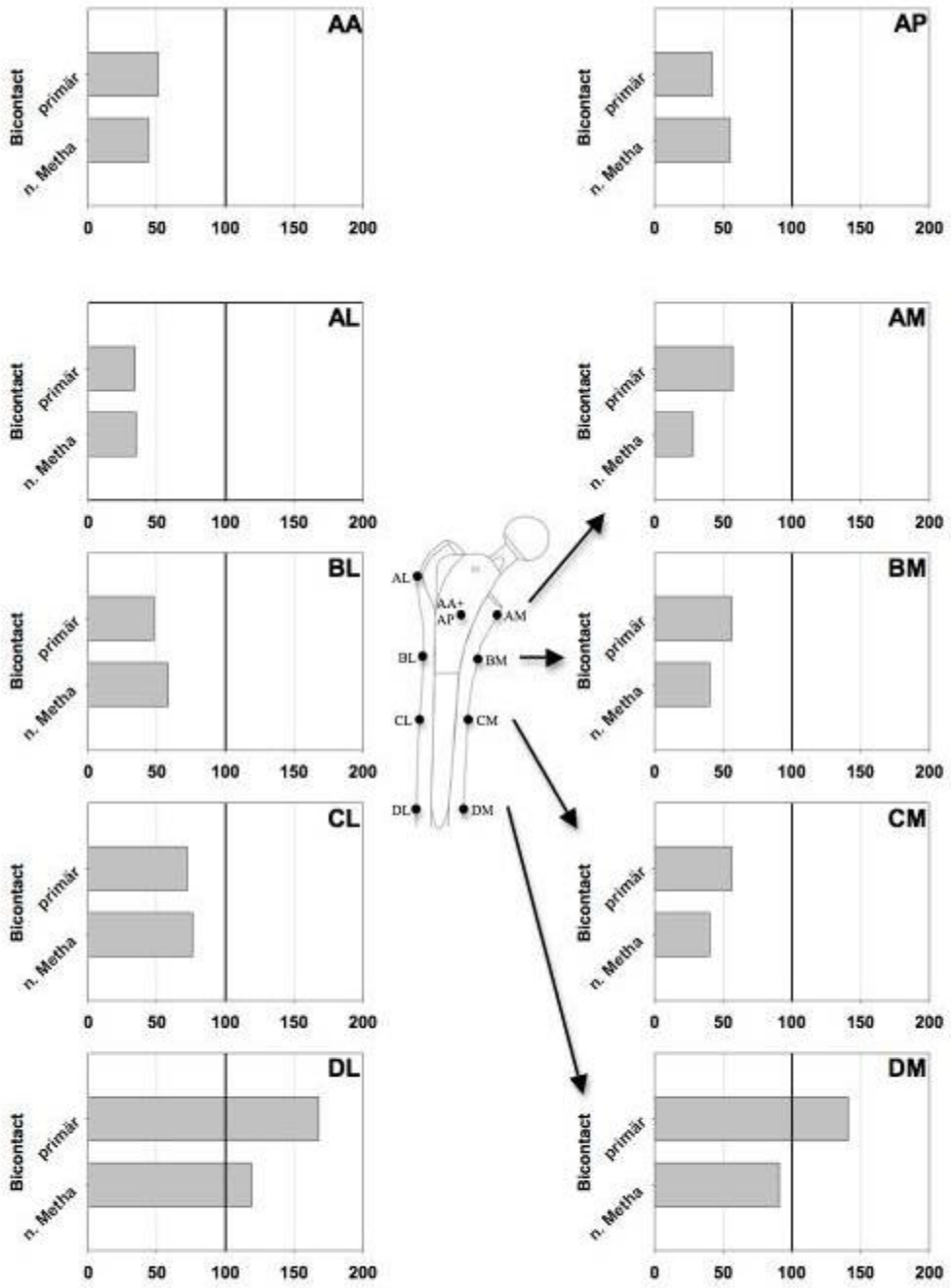
Ergebnis

Die Dehnungsverteilung für die Bicontact-Geradschaftprothese als Revisionsimplantat nach einer metaphysär verankernden Kurzschaftprothese ähnelt denen der Dehnungsverteilung für die Bicontact-Geradschaftprothese als primäres Implantat (Abbildung 1). Die Geradschaftprothese führte zu reduzierten Dehnungen im Bereich der medialen und lateralen proximalen Femora (Gruen-Zonen 1 und 7).

Schlussfolgerung

Die vorliegende Studie zeigt eine vergleichbare Dehnungsverteilung für die Bicontact-Geradschaftprothese als primäres Implantat verglichen mit der als Revisionsimplantat nach Wechsel von einer metaphysär verankernden Metha-Kurzschaftprothese. Das bedeutet, dass trotz der großen Volumens der Metha-Kurzschaftprothese im metaphysären Bereich dies keinen relevanten Einfluss auf die Dehnungsverteilung nach einem möglichen Wechsel auf einer Bicontact-Geradschaftprothese hat. Daher scheint sich einer Geradschaftprothese wie die Bicontact als Revisionsprothese bei Lockerung einer metaphysär verankernden Kurzschaftprothese zu eignen sofern kein relevanter zusätzlicher Knochenverlust entstanden zu sein.

Abb. 1


AA
AP
AL
AM
BL
BM
CL
CM
DL
DM
Bicontact
primär
n. Metha
0
50
100
150
200
AL
AA+
AP
AM
BL
BM
CL
CM
DL
DM

P 12

Entwicklung eines Messsystems für Mikrobewegungen von Implantaten

M. Heilemann (Leipzig/DE), R. Scholz (Leipzig, Oschatz/DE), C. Voigt (Leipzig/DE)

Fragestellung

Allein in Deutschland finden jährlich etwa 25.000 Hüftrevisionsoperationen statt. Häufigster Grund ist die aseptische Implantatlockerung als Folge unzureichenden Verwachsens des Implantats im Knochengewebe. Jenes knöcherne Einwachsen des Implantats wird entscheidend von dessen Primärstabilität beeinflusst. Eine hohe Primärstabilität wird durch sehr geringe Mikrobewegungen zwischen Implantat und Knochen unter Belastung innerhalb der ersten 4-6 postoperativen Wochen beschrieben. Durch eine geeignete operative Versorgung des vorliegenden acetabulären Defekts soll eine möglichst hohe Primärstabilität erreicht werden. Hierbei spielen allerdings vielfältige Parameter, wie beispielsweise Implantatdesign und -größe als auch Art und Position von zusätzlichen Verankerungselementen, eine entscheidende Rolle. Um jene Parameter zu optimieren und somit die Primärstabilität von Implantaten zu untersuchen, haben wir ein Messsystem entwickelt, mit welchem sich die Mikrobewegungen zwischen Implantat und Knochen in deren Interface in allen sechs Freiheitsgraden am Prüfstand mikrometergenau bestimmen lassen.

Material und Methode

Das von uns entwickelte Mikrobewegungsmesssystem basiert auf einem Pin-Hülse-Sensor. In der verwendeten künstlichen Hemipelvis befinden sich wenige Millimeter breite Bohrungen, in welchen eine Metallhülse eingebracht ist. Axial durch diese verläuft ein dünner Metall-Pin, welcher fest mit der nach OP-Anleitung implantierten Hüftrevisionpfanne verbunden ist (siehe Abb. 1). Die Relativbewegung zwischen Implantat und Knochen wird folglich auf das applizierte Pin-Hülse-System übertragen und somit außerhalb des selbst nicht einsehbaren Knochen-Implantat-Interfaces sichtbar. Pin und Hülse werden jeweils mit einem speziellen Sensorkopf versehen, dessen Position von einem optischen 3D-Messsystem erfasst und während der Bewegung mikrometergenau verfolgt wird. Die Kraftapplikation während der Messung entspricht in Betrag und Richtung dem Maximalkraftvektor beim aufrechten Gang. Basierend auf der detektierten Bewegung der Sensorköpfe wird mittels eines speziell programmierten Algorithmus die Bewegung zwischen Implantat und Knochen in deren Interface berechnet.

Ergebnis

Durchgeführt wurden die Mikrobewegungsmessungen zunächst an einem Hüftrevisionsimplantat, dessen Lasche mit einer Schraube am Kunstknochen befestigt wurde. Während der Messung wurden jeweils drei Kraftzyklen, ausgezeichnet durch eine Maximalkraft von 2,0 kN, welche jeweils eine Minute lang gehalten wurde, appliziert. Abb. 2 zeigt den zeitlichen Verlauf von Rotation und Translation des Implantats gegenüber des Kunstknochens in einem exemplarisch ausgewählten Messpunkt im Interface während jener Kraftapplikation. Betrachtet man alle 13 Sensoren, welche über die gesamte Fläche des Interfaces verteilt sind, ergab sich bei 2,0 kN Last eine maximal gemessene Mikrobewegung von etwa 280 µm nahe dem Pfannenpol während die minimale Mikrobewegung von etwa 40 µm bei selbiger Last am Pfannenrand nahe der fixierten Implantatlasche verzeichnet wurde. Selbige Mikrobewegungsmessungen werden in den kommenden Wochen am selben Implantat und Knochendefekt untern Nutzung weiterer Verankerungselemente (Zapfen und Schrauben) durchgeführt, um deren Einfluss auf die Primärstabilität zu quantifizieren.

Schlussfolgerung

Schlussfolgernd lässt sich festhalten, dass das von uns entwickelte System eine Messung der Mikrobewegung zwischen Implantat und (Kunst-)Knochen in deren Interface in allen sechs Freiheitsgraden ermöglicht. Durch jene Messung lässt sich die Eignung verschiedener Implantate sowie Verankerungsstrategien je nach vorliegendem Knochendefekt quantitativ bemessen. Dank der detektierten Mikrobewegungen können fundierte Schlüsse auf die Primärstabilität der Implantate in den untersuchten Fällen gezogen werden. Perspektivisch sollen jene Ergebnisse dem Chirurgen eine Hilfestellung hinsichtlich der optimalen Implantatwahl und -verankerung sein, um eine hohe Primärstabilität zu erreichen. Des Weiteren können zukünftig jene hochpräzisen Mikrobewegungsmessungen ein wichtiges Bewertungselement im Bereich der Implantatentwicklung darstellen.

Abb. 1

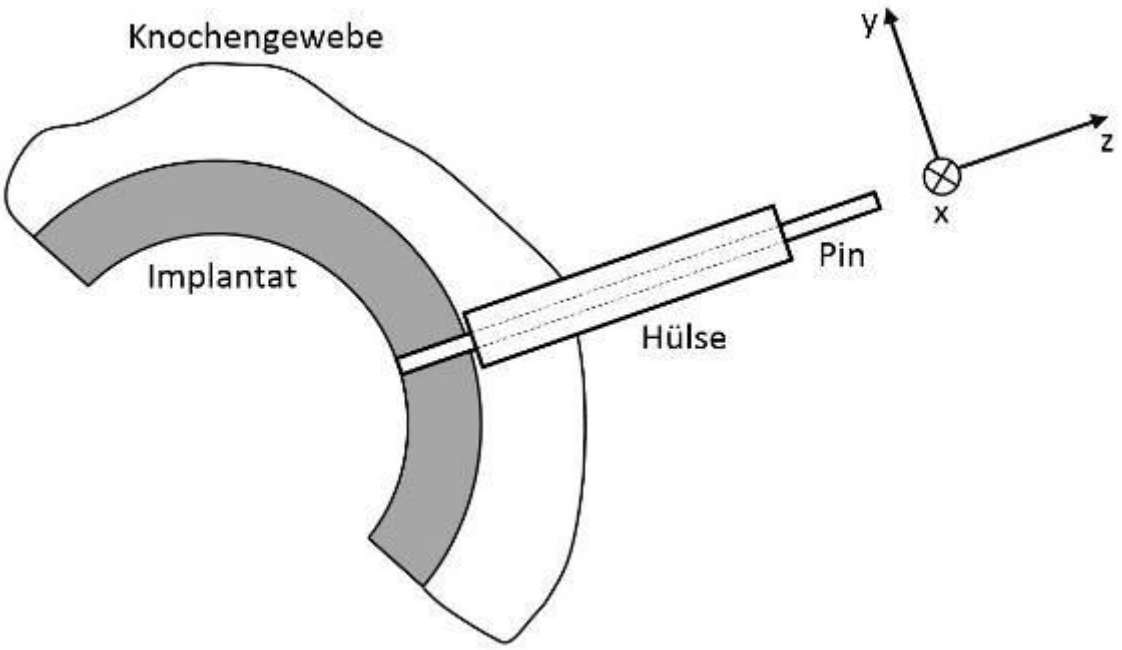
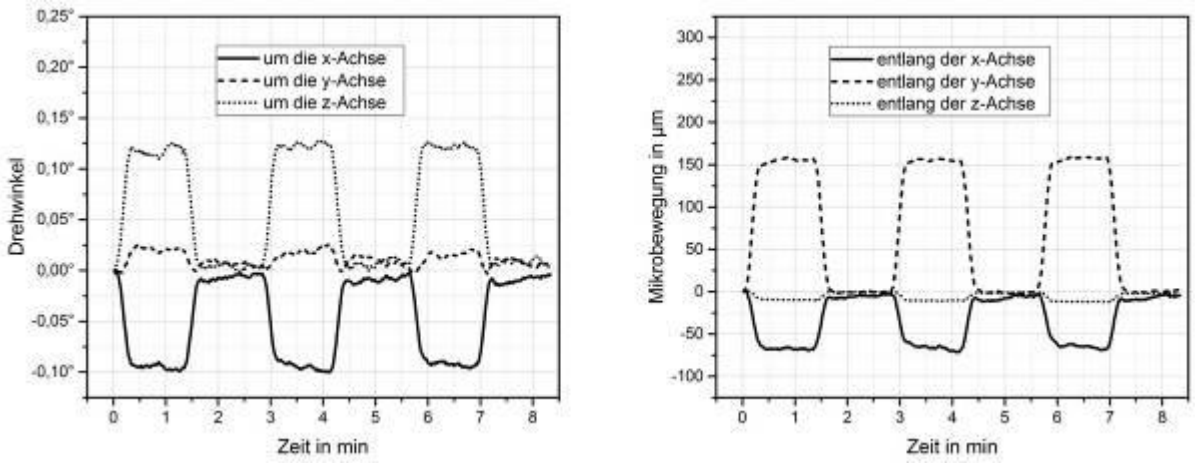

Knochengewebe
Implantat
Pin
Hülse
y
z
x

Abb. 2


um die x-Achse
um die y-Achse
um die z-Achse
Drehwinkel
Zeit in min
entlang der x-Achse
entlang der y-Achse
entlang der z-Achse
Mikrobewegung in µm
Zeit in min

P 13

Biomechanische Implantattestung von augmentierten und nicht-augmentierten iliosakralen Schrauben in einem neuen Hemi-Pelvis-Modell

N. Grüneweller, M. J. Raschke (Münster/DE), I. Zderic, D. Widmer (Davos/CH), D. Wähnert (Münster/DE)
B. Gueorguiev, R. G. Richards (Davos/CH), T. Fuchs (Berlin/DE), M. Windolf (Davos/CH)

Fragestellung

Die reduzierte Knochenqualität beim alten Patienten kann die operative Therapie von osteoporotischen Sakrumfrakturen durch Versagen der Osteosynthese erschweren. Die Augementation dieser iliosakralen Schrauben mit Knochenzement kann eine bessere Verankerung im Knochen erreichen. Ziel dieser Studie ist ein paarweiser biomechanischer Vergleich von augmentierten und nicht-augmentierten iliosakralen Schrauben in einem Sakrumfrakturmodell.

Material und Methode

Mit den durch invers-dynamischer Analyse (AnybodyTM, Dänemark) identifizierten auf das Iliosakralgelnk wirkenden Kräfte und Momente wurden ein Hemi-Pelvis-Fraktur-Modell entwickelt. Bei fünf humanen Frischpräparate (1 männliches, 4 weibliche, Durchschnittsalter 76,0 ± 13,1 Jahre) wurde nach Präparation des Weichgewebes die Symphyse entfernt, beidseits eine vertikale Sakrumosteotomie durchgeführt und mit jeweils einer spitzenperforierter iliosakralen Schraube stabilisiert. Randomisiert wurde eine Schraube pro Becken mit 2ml injezierbarem Knochenzement augmentiert.
Die zyklische Testung erfolgte mittels biaxialer servohydraulischer Prüfmaschine bis zum Versagen. Das Konstrukt wurde im laufenden Test radiologisch und 3D-optisch überwacht. Die Testung wurde jeweils mit der nicht-augmentierten Seite begonnen, gefolgt von der augmentierten Seite. Als Versagenskriterien wurde Herausdrehen, Ausreißen und Auslockern der Schraube in der Frontalebene definiert.
Die statistische Auswertung erfolgte mittels Wilcoxon-Rangsummentest (Signifikanzniveau $p < 0,05$).

Ergebnis

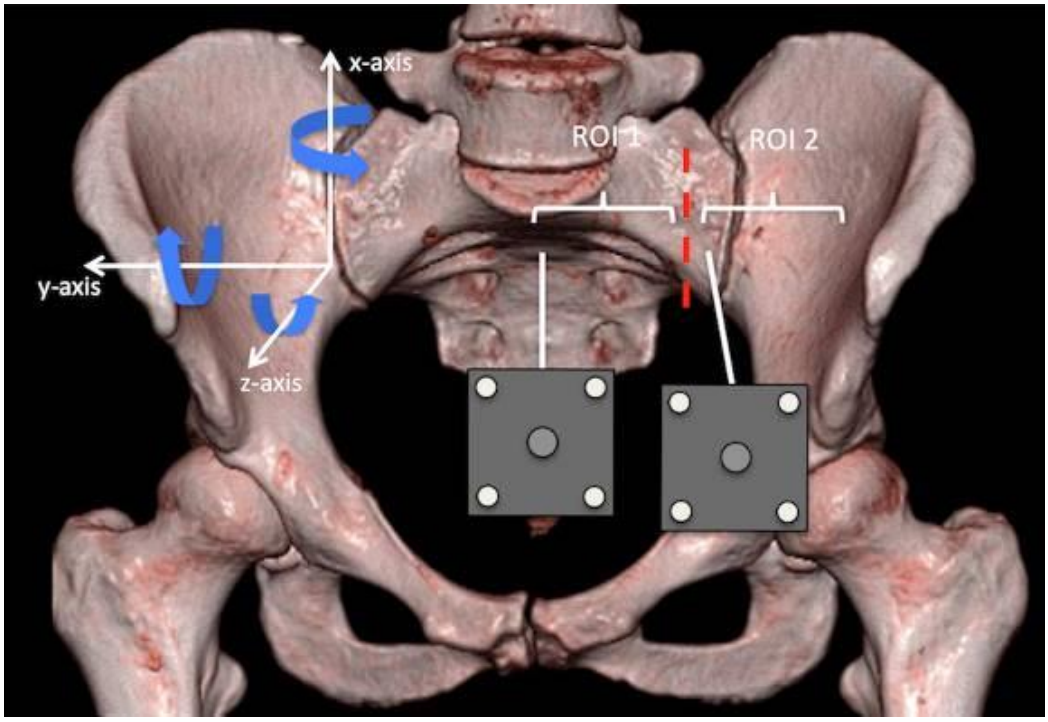
Die Knochendichte betrug durchschnittlich 154,4 (± 40,0) mgHA/cm3.
Das Herausdrehen wurde in 50% der Tests beobachtet (3x nicht-augmentiert, 2x augmentiert). Die Augmentation führte zu einer signifikanten Verbesserung der Schraubenverankerung im Sakrum ($p = 0,043$). Das Versagen des Gesamtkonstruktes (Sakrum und Ilium) zeigte jedoch keinen Unterschied zwischen den Gruppen ($p = 0,097$).
Bei den augmentierten Schrauben konnte in 2 Fällen ein Einbrechen der Unterlegscheibe durch die äußere Iliumkortikalis beobachtet werden.

Schlussfolgerung

Die Validierung des Modells erfolgte durch die Reproduktion des aus der Klinik bekannten Versagensmechanismus des Herausdrehens der Schraube am hinteren Beckenring.
Das Herausdrehen der Schraube konnte durch die Zementaugmentation nicht durchgängig verhindert werden.
Die signifikant verbesserte sakrale Schraubenverankerung durch Zementaugmentation konnte in diesem Testaufbau nachgewiesen werden; aufgrund des zweifachen Einbrechens der Unterlegscheibe am Ilium konnte allerdings kein Einfluss auf die Stabilität des Gesamtkonstruktes aufgezeigt werden.

Abb. 1

Abb. 2



P 14

Analyse des Versagensmechanismus einer zementfreien Schraubringpfanne – Eine Explantatstudie.

U. Müller, C. Lee, M. Thomsen, C. Heisel, R. G. Bitsch, J. P. Kretzer (Heidelberg/DE)

→ wurde auf Wunsch der Autorin nicht veröffentlicht

Postersession 3 • Numerische Modelle

P 15

Simulationsmodelle für Bodentester

R. Steidl, J. P. Schramel, C. Peham (Wien/AT)

Fragestellung

Zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften von Sportböden sind verschiedene Verfahren mit teils unterschiedlichen Anordnungen von Massen, Fallhöhen, Durchmesser und Federn in Verwendung und standardisiert. Als Messwerte werden die Maximale Abbremsung (Gmax, Fmax) sowie ein Kraftabbau bzw. Energierückgewinnung angegeben. Ziel dieser Arbeit ist den Vienna Surface Tester (VST) mit dem künstlichen Sportler und einer Simulation desselben zu vergleichen.

Material und Methode

Das Modell basiert auf einer gekoppelten Masse-Feder-Dämpfer Anordnung und simuliert die Kraft-Zeit-Kurve entsprechend den Sensoren, sowie alle daraus abgeleiteten Parameter. Der Boden wird als Feder parallel zu einem viskosen Dämpfer definiert. Der künstliche Sportler Berlin (AA) besteht aus einem Fallgewicht mit 20kg und einer Feder mit 2MN/m. Letztere steht auf dem Boden und wiegt mit dem Sensor 3kg. Verluste durch die Führungselemente werden mit einem weiteren viskosen Dämpfer berücksichtigt. Als Anfangsbedingung dient die Geschwindigkeit der fallenden Masse mit 1,04 m/s beim Aufprall. Unter Verwendung der elektromechanischen Kraft-Strom-Analogie wurde das Modell in Simulink V8.6 (The MathWorks, Inc., USA) als elektrischer Schaltkreis aufgebaut und analysiert (Abb. 1). Ebenso wurde der VST, bestehend aus einer Fallkugel mit 6,15kg ohne Feder simuliert. Zur Überprüfung wurde die Kraftreduktion auf drei verschiedenen Gummiböden durchgeführt, an weichen Böden mit Dicken von 55mm (G1) beziehungsweise 19mm (G3) und an einem harten Boden (G2).

Ergebnis

Die verschiedenen Methoden (Simulation und Messungen) liefern vergleichbare Ergebnisse (siehe Abbildung 2). Die Abweichungen lagen zwischen 3,73% und 10,71%.

Schlussfolgerung

Durch das Modell können unterschiedliche Varianten von Bodentestgeräten theoretisch verglichen und Umrechnungsfaktoren der Parameter angegeben werden.

Abb. 1

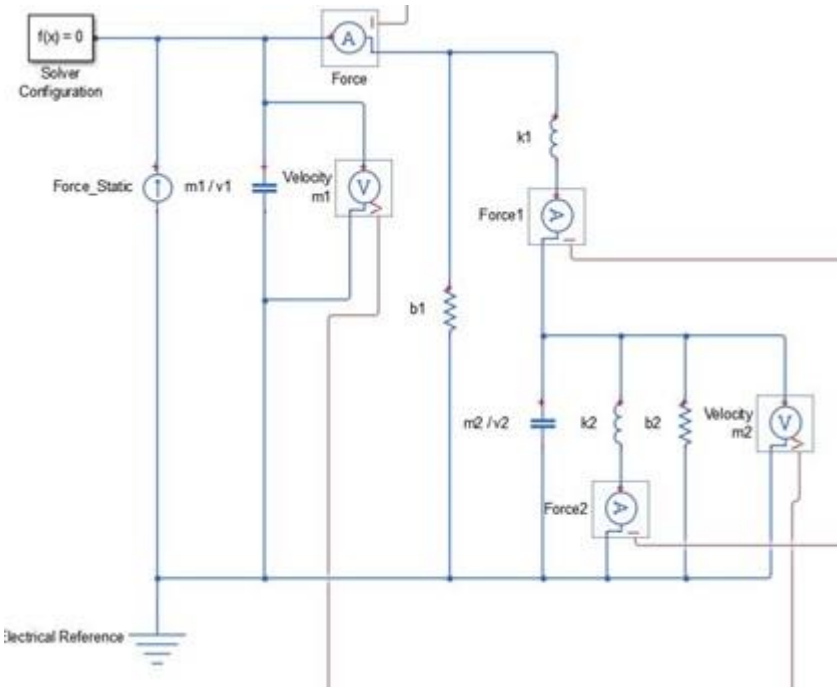
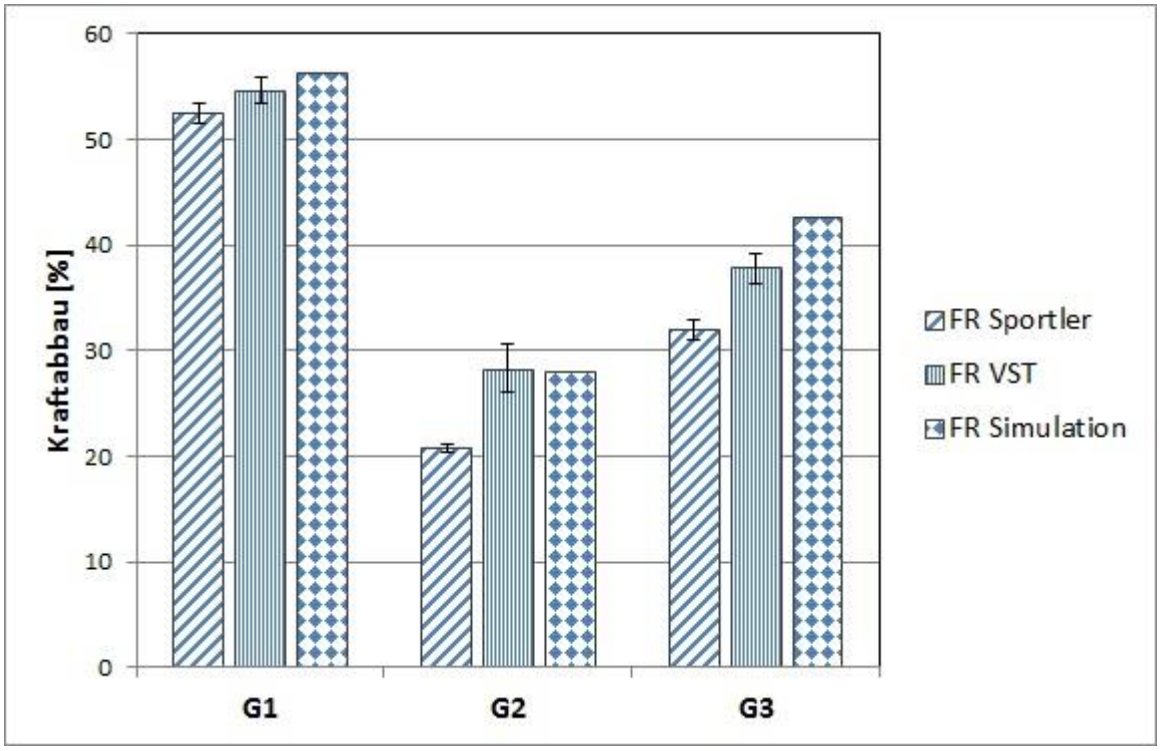

f(x) = 0
Solver Configuration
Force
Force_Static
m1 / v1
Velocity m1
k1
Force1
b1
m2 / v2
k2
b2
Velocity m2
Force2
Electrical Reference

Abb. 2


Kraftabbau [%]
60
50
40
30
20
10
0
G1
G2
G3
FR Sportler
FR VST
FR Simulation

P 16

Muscle recruitment in knee inverse dynamics validated in a dynamometer – the influence of subject specific muscle parameters

M. Schwarze, A. Hobein, C. Hurschler (Hannover/DE)

Fragestellung

Modern numerical methods have advanced to the point that they are useful for estimating internal forces based on a priori knowledge of motion and external loading. For validation purposes, the computed muscle activation is compared to surface EMG. In isometric muscle contractions, a good correlation of both is described in literature. The scope primary goal of this study was to investigate their correlation in the case of isokinetic contraction.

The model of a subject, consisting of rigid bodies connected by joints and muscles, needs to be scaled on a number of levels. Besides the macroscopic scaling of the anthropometry, the properties of the muscles need to be scaled as well. The second scope of the presented study is to evaluate different approaches for finding the subject specific values for the factor converting physical cross section area into maximum individual muscle force and tendon slack length in the thigh.

Material und Methode

Five healthy male subjects (24-31y) underwent knee extension in a dynamometer (Biodex System 2). Maximum voluntary contraction (MVC) was recorded before the test. A multi-body, inverse dynamics system was generated in the AnyBody Modeling System. Kinetic and kinematic data were transferred from the BioDex System and EMG was simultaneously gathered at the M. rectus femoris, M. vastus medialis and lateralis. Muscle scaling parameters were varied between scaled-generic and MVC based.

Ergebnis

In general, a good correlation between computed muscle activation and EMG measurement was found (average dtw: 0.02 (SD: 0.13), cross-correlation: 0.84 (SD: 0.21) and Geers method: 0.19 (SD: 0.07), example: Fig. 1). The best agreement was found for M. rectus femoris (average dtw: 0.014 (SD: 0.004), cross-correlation: 0.91 (SD: 0.07) and Geers method: 0.17 (SD: 0.05)).

Scaling the muscle parameters based on the MVC test improved the agreement by an average of 15% compared to the generic model.

Schlussfolgerung

In the controlled condition of isolated knee extension in a dynamometer, very good agreement can be achieved between computed muscle activation and EMG signal. The magnitude of deviation is comparable to isometric conditions. The muscle parameter scaling according to the MVC test yielded effects below expectations. Scaling according to MRI based subject specific muscle morphology will be evaluated in the next step of the study.

Abb. 1

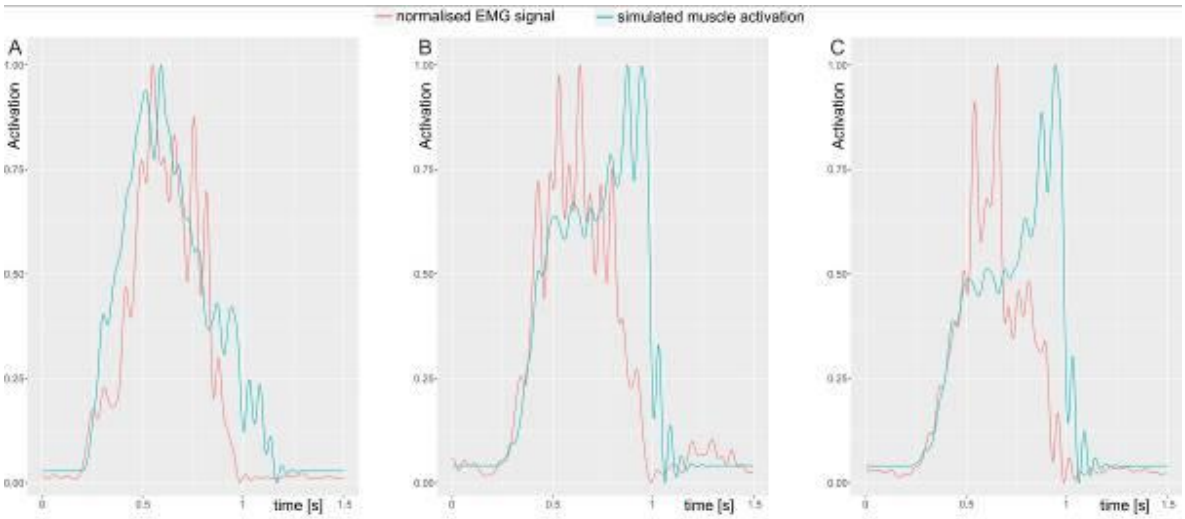


Fig.1: EMG signal (red) and computed muscle activation (blue) of various thigh muscles over time during a knee extension test in one subject. A: M. rectus femoris B: M vastus lateralis C M. vastus medialis.

P 17

Die Anwendung eines etablierten Finite-Elemente-Modells zur "pre-launch" Analyse eines neuartigen H-TEP Kurzschaftsystems

M. Lerch (Hannover/DE), A. Bouguecha, B. A. Behrens, A. Almohallami (Garbsen/DE)

Fragestellung

Um die Eignung eines neuen Prothesendesigns hinsichtlich unvermeidlicher Veränderungen im Knochenumbau zu detektieren, sollten unserer Meinung Implantate und deren Wirkung vor Markteinführung numerisch simuliert werden. Bei der vorliegenden Studie erfolgte dies bei einem in mehreren Punkten optimierten Prothesensystem. Das Designkonzept beinhaltet zwei Grundkörper (Typ G und Typ B), welche Unterschiede im Halswinkel, im Calcarauflageradius, in der Volumenverteilung und im Winkel an der Prothesenspitze aufweisen.
Ziel der Studie ist die Detektion möglicher unerwünschter Effekte auf den periprothetischen Knochenumbau. Liegt die Knochendichtereduktion im tolerablen Rahmen? Wie verhält sich das nicht optimal positionierte Implantat (imperfection scenario)?

Material und Methode

Mit einem FE-Modell, dass Im Rahmen des SFB599 zu Analyse von Kurzschaftprothesen erstellt und per prospektiver DEXA -Studie validiert wurde, erfolgte die Simulation von Knochenumbauprozessen des Prothesensystems. Das Modell berücksichtigt den gesamten Gangzyklus und erfasst qualitative und quantitative Veränderungen der periprothetischen Knochendichte. Trotz der differenten Geometrien der beiden Prothesentypen erfolgte die virtuelle Implantation in ein physiologisches Standardfemur. Es erfolgte außerdem eine Betrachtung der periprothetischen Knochenreaktionen bei nicht optimaler Implantation.

Ergebnis

Eine Gesamtdichtereduktion von 4,3% wurde nach Implantation des passenden Schaftes (Typ G) und von 10,8% im imperfection scenario errechnet. Eine betonte Dichtereduktion wurde im proximalen Calcarbereich und eine physiologische Lastverteilung ohne relevanten Lasttransfer nach distal errechnet. Das imperfection scenario zeigt ein oversizing mit resultierender distaleren Lasteinleitung und erhöhtem stress shielding.

Schlussfolgerung

Das Prothesensystem wies eine geringe Gesamtdichtereduktion auf und zeigt somit einen knochensparenden Effekt. Es konnte kein unerwünschter Effekt wie distale Knochendichtererhöhung und fehlende proximale Abstützung gefunden werden. Die für Kurzschäfte wichtige Abstützung am lateralen kortikalen Ring kann als Indiz für eine Sicherheit vor einer Sinterung gewertet werden. Das imperfection scenario zeigt wie sensitiv das Modell reagiert und dass das oversizing ein stärkeres stress shielding hervorruft.

P 18

Darstellung des femoroacetabulären Impingements: Das Quetschen des Labrums als Grund für Schmerz und Bewegungseinschränkung

R. Cichon, D. Raab (Duisburg/DE), A. Lazik-Palm, J. M. Theysohn, S. Landgraeber (Essen/DE)
W. Kowalczyk (Duisburg/DE)

Fragestellung

In der Literatur ist festgehalten, dass das femoroacetabuläre Impingement (FAI) ein unphysiologischer Kontakt zwischen proximalem Femur und dem Acetabulumrand ist und durch Knochenüberbauten oder Fehlstellungen am Schenkelhals oder Acetabulumrand entsteht [1]. Resultat sind Schmerzen, Bewegungseinschränkungen und langfristig auch Knorpelschäden. Eine Behandlungsform ist die arthroskopische Entfernung des überstehenden Knochens, wobei diese Therapieform momentan ausschließlich auf Beurteilung des Arztes aus Bewegungstests und statischen bildgebenden Untersuchungen beruht. Eine genauere Operationsplanung könnte hingegen mit einer dynamischen Mehrkörpersimulation unterstützt werden.

Material und Methode

Zur Erkennung des FAIs wird eine Untersuchung durchgeführt, in der das Bewegungsausmaß des Patienten erfasst und per Motion Capture gemessen wird. Dabei wird zeitsynchron der Schmerz über einen Taster aufgezeichnet. MRT-Daten von Acetabulum, Femur und Labrum werden manuell segmentiert und CAD- sowie FEM-Modelle generiert. Die Bewegung der Knochen wird danach mit den Bewegungsdaten aus dem Motion Capture in ANSYS simuliert. Ein Modell kann so erstellt werden (vgl. Abb 1.) und ein genaueres Verständnis der Biomechanik der Hüfte ist auf Grundlage dieser Methode möglich.

Ergebnis

Die vorgestellte Methode ermöglicht eine Visualisierung und Quantifizierung der Gelenkbewegung und zeigt deutlich einen Kontakt zwischen Labrum und dem Femurknochen (vgl. Abb. 2). In der Bewegungsanalyse hat der Patient außerdem in diesem Bereich den Schmerztaster betätigt. Leichte Spannungen sind erkennbar an der Kontaktstelle im Bereich des Labrums.

Schlussfolgerung

Für die Ausarbeitung dieser Methode folgt die automatisierte MRT-Segmentierung, um diese Diagnosemöglichkeit zu standardisieren. Der operative Eingriff kann besser geplant werden und die knöchernen Überbauten so optimal entfernt werden, dass keine Quetschung des Labrums mehr auftritt. Computergestützte Rechenverfahren wie Finite-Elemente-Methoden ermöglichen eine weiterführende Auswertung. Als weiteren Schritt empfiehlt sich eine navigationsgestützte Operation.

Abb. 1

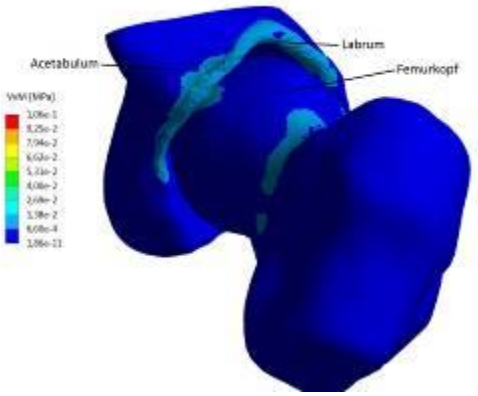
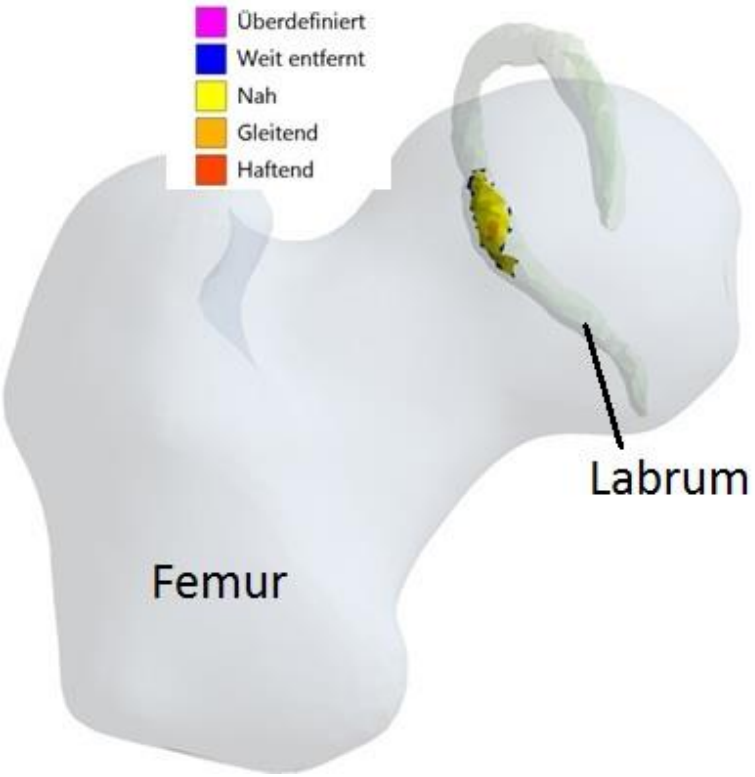


Abb. 2


Überdefiniert
Weit entfernt
Nah
Gleitend
Haftend
Labrum
Femur

P 19

Ein dreidimensionales Modell des Bewegungsapparates des Hundes

H. Stark, E. Andrada, M. S. Fischer (Jena/DE)

Fragestellung

Hunde sind durch ihre unterschiedlichen Körpergrößen (Chihuahua – Deutsche Dogge) und ihren variablen Körperbau (Windhund, Bulldogge, Schäferhund) ein interessantes Untersuchungsobjekt. Interessanterweise sind die Zusammenhänge zwischen Körperbau und Gelenkbelastung bei der Lokomotion, sowie zwischen der Gelenkbelastung und degenerativen Erkrankungen des Bewegungsapparates (z.B. Dysplasie) nicht hinreichend untersucht und verstanden. Vor allem möchten wir verstehen wie Körpergröße, Körperbau und Wendigkeit aber auch Erkrankungen die Gelenkkontrolle und Gelenkbelastung von Hunden beeinflussen. Um die Gelenkkontrolle zu verstehen, nutzt man typischerweise die inverse dynamische Analyse. Um zusätzlich die Gelenkbelastung zu quantifizieren, braucht man die innere Kraftübertragung über das Skelett und letztendlich die Kraftgenerierung in den Muskeln. Für die Auswertung der inneren und somit der nicht sichtbaren Kraftübertragung bedient man sich dann eines Simulationsmodells. Dadurch lassen sich aus den Messdaten über die inverse Kinematik die Gelenkwinkel und über die inverse Dynamik die Drehmomente in den Gelenken bestimmen.

Material und Methode

Hierfür sind die genauen morphometrische Daten des Skelettes nötig. Für die indirekte Ableitung der Muskelaktivitäten wird zusätzlich die Beschreibung der Muskeln über ein Muskelmodell verwendet. Zur Modellerstellung nutzten wir die Open-Source Software "OpenSim". Für den Aufbau des Modells standen uns einerseits Computertomographie(CT)-Daten eines Beagles und eine muskuloskelettale Rekonstruktion aus Querschnitten eines "Modell-Hundes" aus früheren Arbeiten, der auf den Daten eines Schäferhundes beruht zur Verfügung (Buch "Hunde in Bewegung"). Die CT-Daten wurden genutzt, um die skelettalen Elemente zu rekonstruieren. Dabei wurde darauf geachtet, eine genaue Darstellung der Muskelansatzstellen zu gewinnen. Dies erleichterte die passgenaue Übertragung der Daten der muskuloskelettalen Rekonstruktion (67 Muskelpfade) an die skelettalen Elemente. Zusätzlich wurden aus den CT-Daten die Massen, Trägheitsmomente, Gelenkpunkte und Gelenkarten berechnet und abgeleitet [1]. Des Weiteren wurden Randbedingungen eingefügt, um eine Durchdringung der Knochen durch die Muskeln zu verhindern. Final erhält man so ein Modell mit dem sich beispielsweise EMG-Daten verifizieren oder neue Daten generieren lassen.

Ergebnis

Das so entstandene Modell wird aktuell hinsichtlich der Plausibilität und mit Fremddaten geprüft [1]. Aufgrund der verfügbaren unterschiedlichen Literaturdaten ergab sich, dass das Modell hinsichtlich der Muskelaktivierung sehr empfindlich gegenüber den zugewiesenen Muskeleigenschaften reagierte. Da das Modell skalierbar ist, werden wir in der Lage sein, die Gelenkkontrolle und Gelenkbelastung bei der Lokomotion von Hunden besser zu verstehen. Dafür haben wir kinematische und kinetische Daten von mehr als 20 Hunden mit verschieden Körperbau (Beagles, Whippets, Französiche Bulldogge, Mallinois) beim Schritt und Trab erhoben.

Schlussfolgerung

Danksagung: Wir danken allen beteiligten Mitgliedern des Institutes für Speziellen Zoologie und Evolutionsbiologie für die stimulierenden Diskussionen und ihre Unterstützung. Wir danken speziell Jonas Lauströer und Amir Andikfar für die Bereitstellung der Muskeldaten für das Modell. Diese Forschungsarbeit wurde von der Firma "Biologische Heilmittel Heel GmbH" mit gefördert.

[1] Andrada, E.; Reinhard, L., Lucas, K., Fischer, M.S. (accepted) 3D-inverse dynamics of beagles" forelimbs during walk and trot Am. J. Vet. Res.

P 20

Einfluss der Materialeigenschaften auf die Steifigkeit des Kostovertebralgelenks

B. Schlager, F. Niemeyer, F. Galbusera, C. Liebsch, H. J. Wilke (Ulm/DE)

Fragestellung

Das Kostovertebralgelenk (KVG) ist die mechanische Verbindung zwischen Brustkorb und Wirbelsäule. Es muss die Lastübertragung zwischen Brustkorb und Wirbelsäule ermöglichen, gleichzeitig aber auch ausreichende Flexibilität, insbesondere für die Atembewegungen, gewährleisten.
Derzeit ist über die mechanischen Eigenschaften der einzelnen Komponenten des KVG sowie den Einfluss seiner Strukturen wenig bekannt. Ziel der Studie ist es, ein hinreichend genaues numerisches Modell des Kostovertebralgelenks zu entwickeln und dabei den Einfluss der spezifischen Materialeigenschaften zu untersuchen.

Material und Methode

Ein in Hinblick auf Geometrie und Materialeigenschaften vollständig parametrisiertes FE-Modell des Kostovertebralgelenks wurde entwickelt. Die Modellerstellung und Vernetzung des FE-Modells erfolgte automatisiert mit Hilfe der APDL-Skriptsprache in ANSYS 15.0. Das Modell wurde anschließend in ABAQUS importiert, um damit die Simulationen durchzuführen.
Das KVG wurde in vier Strukturen aufgeteilt: die Fovea costalis vertebralis (FCV), die Fovea costalis transveralis (FCT), das Ligamentum costo transversarium (LCT) und das Ligamentum cost-transverium superius (LCTS). Die beiden Gelenke (FCV und FCT) wurde mittels Connector Elemente modelliert und deren Elastizität um alle sechs Freiheitsgrade mittels quadratischen Gleichungen beschrieben. Nicht-lineare Stab-Elemente wurden verwendet um das mechanische Verhalten der Ligamente (LCT und LCTS) zu modellieren.
Die Materialeigenschaften der Strukturen wurden anhand von Flexibilitätsmessung von Lemosse et al. 1998 analysiert. Lemosse untersuchte den Einfluss einzelner Ligamente auf den Bewegungsumfang (ROM) durch schrittweise Resektion dieser Strukturen. Analog hierzu untersuchten wir, jedoch rückwärts ausgehend von der reduziertesten Struktur, die Variabilität des ROM der Rippe in Abhängigkeit vom Resektionsschritt und den Materialeigenschaften. Aufgebracht wurden hierbei nacheinander reine Momente um alle drei Raumachsen in Höhe von +/- 0,6 Nm.
Die Materialparameter wurden mittels der Latin Hypercube Sampling-Methode variiert. Anhand des Spearman Rangkorrelationskoeffizienten wurde der Einfluss der Materialeigenschaften auf den ROM analysiert.

Ergebnis

Der Einfluss der Materialeigenschaften variierte mit dem Resektionsschritt und der Belastungsrichtung. Wie in Abbildung 1 zu sehen ist, deckt sich die durch die Variabilität der Materialeigenschaften verursachte Streubreite der Bewegungsumfänge weitgehend mit den In-vitro- Daten aus der Literatur. Die größten Diskrepanzen zwischen Literatur und Simulationen sind bei einer von ventral nach dorsal gerichteter Bewegung zu verzeichnen, was auf den Kontakt der Rippe mit der FCT zurückzuführen ist. Das LCTS hatte den größten Einfluss bei einer kranial-kaudalen Belastungsrichtung.

Schlussfolgerung

Die in vitro gemessenen Daten variieren zu stark um von einem einzigen Satz an Materialeigenschaften beschrieben werden zu können. Diskrepanzen zwischen den Simulationsergebnissen und den In-vitro-Daten deuten darauf hin, dass die Morphologie bei der Bestimmung der Materialeigenschaften des KVG einen nicht zu vernachlässigbaren Einfluss hat. Für realistische Simulationsergebnisse, die die natürliche Variabilität biomechanischer Eigenschaften einbeziehen, müssen numerische Modelle die Varianz in Morphologie und Materialeigenschaften mit berücksichtigen.

Abb. 1

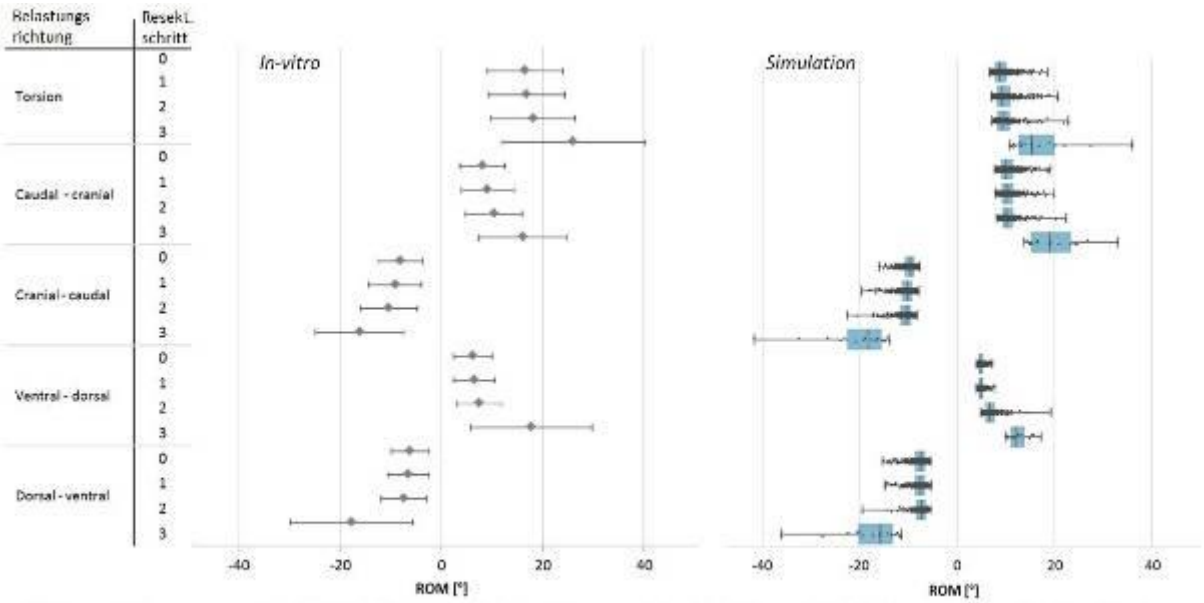


Abbildung 1: Bewegungsumfang (ROM) abhängig von der Lastrichtung und dem Resektionsschritt (0 = Intakter Zustand). *Links*: Mittelwert und Standardabweichung der In-vitro-Daten von Lemosse et al. 1998. *Rechts*: Boxplot der Simulationsergebnisse. Jeder schwarze Punkt entspricht dem ROM einer bestimmten Kombination aus Materialparametern.

P 21

Single chewing cycles in a kinetic finite element simulation

S. Martinez, J. Lenz, K. Schweizerhof, H. Schindler (Karlsruhe/DE)

Fragestellung

Although knowledge of short-range kinetic interactions between antagonistic teeth during mastication is of essential importance for ensuring interference-free fixed dental reconstructions, little information is available.

Modern techniques in prosthetic rehabilitation, in particular CAD/CAM techniques, use *kinematic* data only to reconstruct biomechanically effective and interference-free tooth profiles. It is assumed that so-called border movements recorded for patients and implemented in mechanical and virtual articulators avoid unwanted short-range contact of antagonistic teeth during chewing or bruxing.

To reliably avoid damaging tooth contacts during critical short-range contact of antagonistic teeth, however, data on the occlusal displacements caused by *kinetic* loading of the masticatory system during the chewing of food, and the resulting deformation and micro-movement of the complete jaw system, are needed; such data are currently unavailable.

Material und Methode

The simulation was a transient analysis, i.e. it considered the dynamic behavior of the jaw. In particular, the reaction forces on the teeth and joints arose from contact, rather than nodal forces or constraints.

The geometry of the model is based on CT scans obtained from a male patient (age 35 years). The modeling of the joint and the muscles follows the work of Koolstra and van Eijden. Additional components of the jaw joint were included based on previous studies. The osseous structures were modeled by using a linear elastic material model, employing material properties found in the literature. The periodontal ligament (PDL) was modeled by use of an Ogden material model calibrated by use of results obtained in previous experiments. The teeth were modeled as rigid materials, and the bolus was modeled with a linear elastic model, with material parameters equivalent of an almond under compression.

Ergebnis

During the initial phase of biting, when the bolus is being captured by the teeth, the resulting force is partially aligned with the direction of the roots. As the force and deformation increase, the resulting force becomes almost completely vertical relative to the Frankfort horizontal plane. In both planes this results in a force vector at a substantial angle to the occlusal plane. The forces tilted the molars in the buccolingual and mesiodistal directions, but as the intrusive force increased, the teeth returned to their initial configuration. In the maxillary molar, the mesiodistal displacements are larger than the buccolingual, as a result of the moments generated on the tooth. The Ogden material model used for the PDL produced an accurate prediction of the displacements observed in experimental tests.

Schlussfolgerung

The main result of these FE simulations is that, in contrast with widely held beliefs, axial loading of the molar teeth can be observed only at the very beginning of the power stroke and not during the path into short-range intercuspation. The former finding is in agreement with previous experimental data reported by Schindler et al., and Rues et al. We also found that small mediolateral and anteroposterior movements of the molars are brought into balance when intrusive forces are applied.

Although the proposes material parameters for the PDL result in displacements that are inside the range of experimental results, the high predicted stresses would suggest material failure when stronger forces are applied. This is unlikely since the muscles are able to produce larger forces. For this reason, more advanced material models that can correctly capture the behavior of the PDL are necessary.

Abb. 1

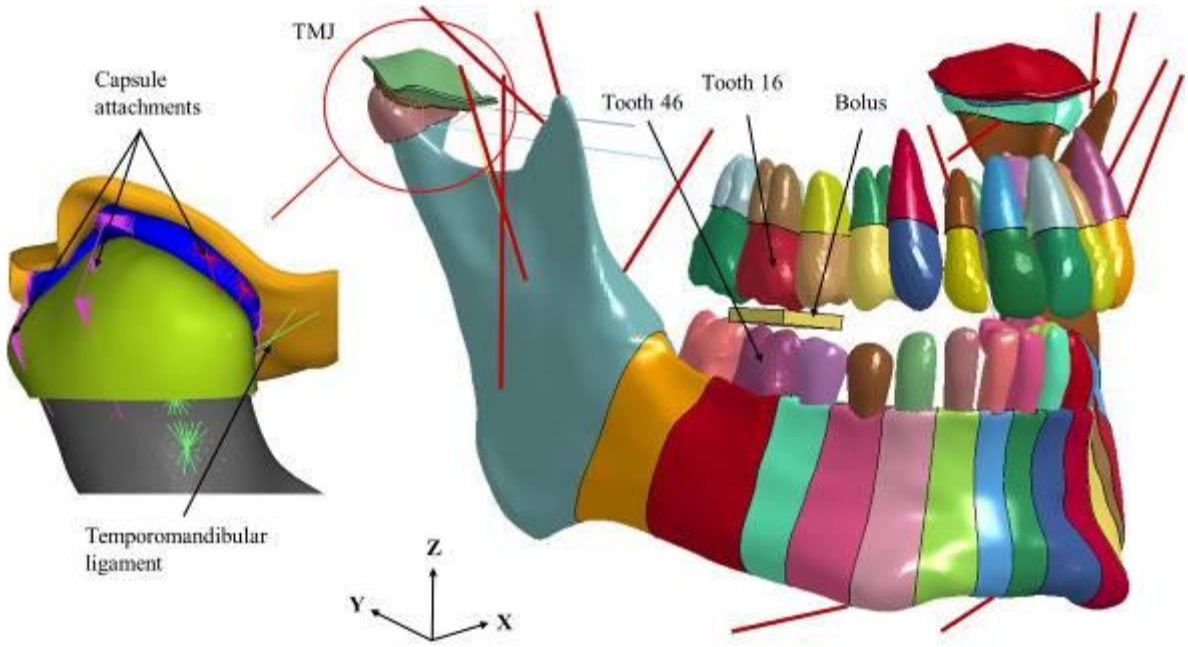
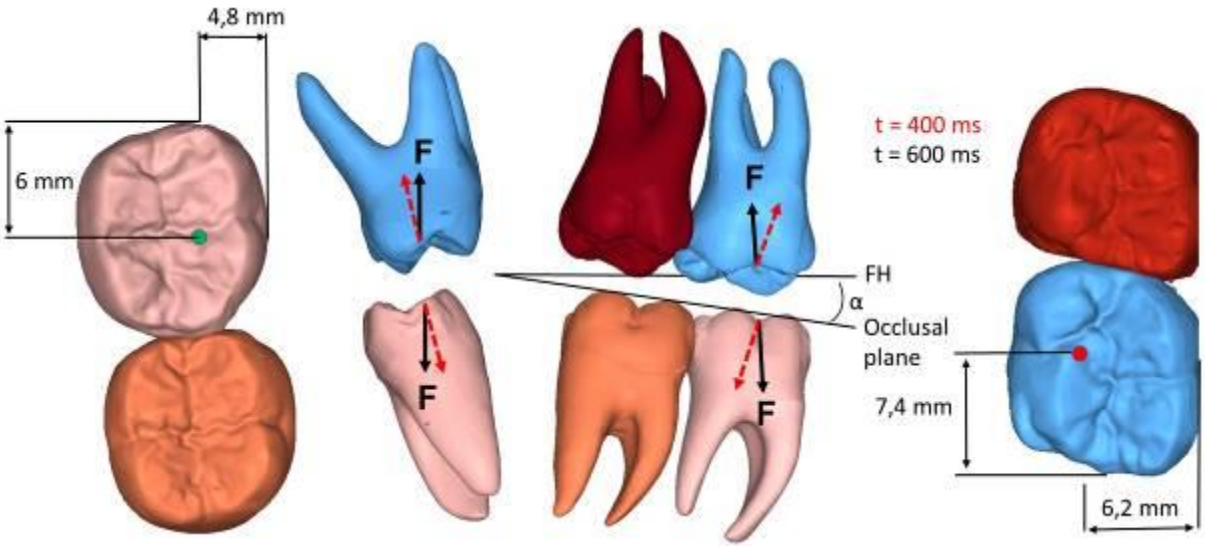

TMJ
Capsule attachments
Tooth 46
Tooth 16
Bolus
Temporomandibular ligament
Z
Y
X

Abb. 2


4,8 mm
6 mm
F
F
F
F
t = 400 ms
t = 600 ms
FH
α
Occlusal plane
7,4 mm
6,2 mm

Postersession 4 • Sport

In vivo Hüftgelenkbelastungen bei Aerobic-Übungen

P. Damm, F. Henke, A. Bender, G. Bergmann (Berlin/DE)

Fragestellung

Neben der Wiedereingliederung in das Berufsleben nach totalem Hüftgelenkersatz rückt zunehmend der Wunsch der Patienten in den Vordergrund, auch schon kurz nach der Operation wieder sportliche Aktivitäten ausüben zu können. Sportarten mit vermeintlich geringen Hüftgelenksbelastungen wie Aerobic gelten als besonders geeignet und werden daher im Rahmen der Rehabilitation empfohlen [Schmitt-Sody et al., 2011; Wimmer et al., 2012]. Wie hoch die *in vivo* wirkenden Gelenkbelastungen bei solchen Übungen tatsächlich sind, ist bisher jedoch weitestgehend unbekannt.

Ziel dieser Studie ist es die Hüftgelenkbelastungen (Abb. 1) bei typischen Aerobic-Übungen *in vivo* zu messen und mit den Belastungen beim Gehen zur vergleichen.

Material und Methode

Es wurden Belastungsmessungen mit 6 Patienten (5m/1w, Ø61 Jahre, Ø37 Monate pOP), welche mit einer instrumentierten Hüftendoprothese [Damm et al., 2010] versorgt wurden, bei typischen Aerobic-Übungen (Abb. 2 rechts) und Gehen durchgeführt. Im Rahmen der Untersuchungen wurde die Gelenk-Kontaktkraft (F_{res}) und -Reibung (M_{res}), sowie das Biegemoment im Femurhals (M_{bend}) und das Torsionsmoment (M_{tors}) im Femurschaft ermittelt (Abb. 1, 2).

Die Kräfte (Median, Min, Max) sind in % des Körpergewichtes (%KG) und die Momente in %KGm angegeben (Abb. 2).

Ergebnis

Beim Gehen lag Fres im Mittel bei 270%KG (Abb. 1), Mbend bei 1,7%BWm, Mtors bei 3.9%BWm und Mres 2,5%BWm (Abb. 2).

Der überwiegende Teil der untersuchten Aerobic-Übungen belastete das Hüftgelenk ähnlich stark wie das Gehen. Lediglich bei den Übungen 4 und 6 war F_{res} im Vergleich zum Gehen um 25% bzw. 27% erhöht.

Das Biegemoment (M_{bend}) war bei den Übungen 3 und 8 um -12% bzw. -11% niedriger und bei den Übungen 4 und 9 im Vergleich zum Gehen um +12% bzw. +14% erhöht.

Das Torsionsmomente (M_{tors}) war bei den Übungen 3,4 und 6 im Mittel zwischen +13 und +71% erhöht und bei die Übungen 1 und 7 hingegen um -30% bzw. -23% niedriger.

Die Gelenkreibung M_{res} war bei allen durchgeführten Übungen erhöht, zwischen +6% (Übung 8) und +56% (Übung 9). Lediglich während der Übung 1 (Marching) konnte eine Reduktion von Mbend um -16% ermittelt werden.

Schlussfolgerung

Die untersuchten Aerobic-Übungen führen im Mittel zu geringeren Gelenkbelastungen als das ebene Gehen und können daher prinzipiell zu den geeigneten Sportarten gezählt werden.

Lediglich in der frühen postoperativen Phase sollten jedoch Übungen die dem Treppensteigen ähnlich sind (3-6) vermieden werden, da es hier da es hier zu erhöhten Torsionsbelastungen im Knochen/Schaft-Interface bzw. Femurschaft kommen kann. Auch bei der wirkenden Gelenkreibung kann es, insbesondere in der frühen postoperativen Phase bei der Durchführung der dargestellten Aerobic-Übungen zu kritischen Belastungen kommen. So traten bei den Übungen 6 und 9 um +46% bzw. +56% höhere Reibmomente im Hüftgelenk auf als beim ebenen Gehen. Diese erhöhten Reibmomente können jedoch potentielle Risikofaktoren für die Primärstabilität des Gelenkersatzes in der frühen postoperativen Phase sein.

Aufgrund der geringen Probandenzahl können jedoch nur vorläufige Schlüsse gezogen werden.

Abb. 1

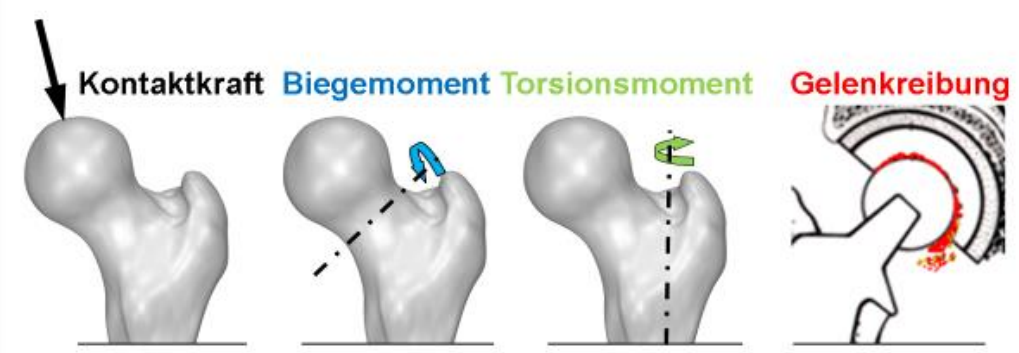


Abbildung 1: in vivo gemessenen Gelenkbelastungen

Abb. 2

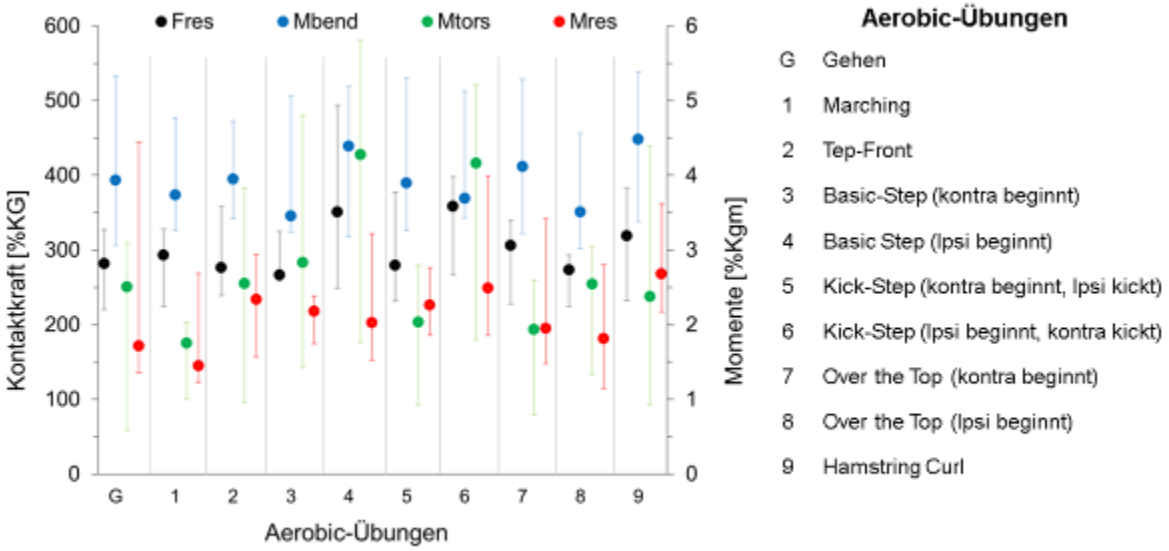


Abbildung 2: Hüftgelenkbelastung bei typischen Aerobic-Übungen

P 23

Effects of novel running shoe design on landing mechanics and muscle activity during treadmill running

C. Nüesch (Basel/CH), E. Roos (Basel, Zurich/CH), G. Pagenstert, A. Mündermann (Basel/CH)

Fragestellung

Running shoes are known to affect running biomechanics [1] but their role in the development of musculoskeletal problems is not well understood [2]. With the ongoing discussion of barefoot versus shod running, foot roll-over motion during landing has received increasing scientific scrutiny. The purpose of this study was to determine the effects of two design variations of a novel running shoe on landing mechanics during treadmill running.

Material und Methode

Kinematic parameters (RehaGait, Hasomed GmbH), muscle activity (tibialis anterior, gastrocnemius medialis and lateralis, peroneus longus, vastus medialis and lateralis, and semitendinosus; Biovision) and plantar pressure and force distribution (Zebris FDM-T) were assessed in 22 rearfoot runners (12 female; age: 28.9 ± 9.1 years; BMI: 21.5 ± 2.5 kg/m^2) in their own shoe, a test shoe with interlocking elements and normal heel geometry (Cloud) and a test shoe with interlocking elements and altered heel geometry (Cloudsurfer) during treadmill running at constant speed. Ankle plantarflexion and dorsiflexion strength was assessed using an isokinetic dynamometer (30°/s; Biodex System 4 Pro). Differences between shoe conditions were analyzed using linear mixed models and least square difference post hoc tests (P<.05).

Ergebnis

The Cloudsurfer significantly reduced the foot angle at heel-strike, plantarflexion velocity after heel-strike, dorsiflexion at heel-strike (Table 1) and mean EMG intensity in all measured lower extremity muscles around heel-strike (Figure 1), and increased maximum heel force and loading (Table 1). The Cloud significantly reduced the foot angle at heel-strike, increased maximum plantarflexion velocity after heel-strike (Table 1), reduced mean EMG intensity in all measured lower extremity muscles around heel-strike (Figure 1), and increased maximum heel force and loading rate (Table 1). There was a significant interaction between dorsiflexion strength and the effect of both test shoes on the tibialis anterior activity where runners with lower muscle strength had greater reductions in tibialis anterior activity before heel-strike compared to their own shoes (R=.463; P=.003).

Schlussfolgerung

Running shoes with a novel sole design altered the roll-over motion and decreased muscle activity in lower extremity muscles while knee and hip kinematics remained unchanged. Similar changes have been observed for barefoot running [3, 4] indicating that the altered sole construction may combine benefits of running shoes (i.e. protection) with those of barefoot running (i.e. lower muscle activation). Localized muscle fatigue in the tibialis anterior has been associated with changes in the foot roll-over motion during running [5] and could potentially be related to running injuries. Therefore, our findings regarding the interaction between tibialis anterior activity and dorsiflexion strength are highly relevant and suggest that these running shoes may be particularly appropriate in runners with deficits in these muscles.

References

1: Lussiana et al. Scand J Med Sci Sports. 2013; 23: e246-53
2: Nigg et al. Br J Sports Med. 2015; 49: 1290-4
3: Strauts et al. J Sports Sci. 2016; 34: 75-87
4: Thompson et al. Gait Posture. 2015; 41: 957-9
5: Kellis and Liassou. J Orthop Sports Phys Ther. 2009; 39: 210-20

Abb. 1

Table 1: Mean (1 standard deviation) of kinematic and force parameters for the three test shoes (own shoe, Cloudsurfer, Cloud). P-values for the linear mixed models are listed.

Parameter	*Own shoe*	*Cloudsurfer*	*Cloud*	*P-value*
Kinematic parameters				
Foot to ground				
Foot angle at heel-strike (°)	16.9 (3.3)	**15.1 (2.0)**[a]	**15.6 (3.3)**[b]	**.016**
Max foot angular velocity after heel-strike (°/s)	463.9 (81.8)	**433.1 (96.2)**[a]	457.1 (75.0)	**.007**
Ankle				
Ankle dorsiflexion at heel-strike (°)	7.8 (3.9)	**3.9 (4.0)**[a]	6.0 (6.3)	**.007**
Ankle flexion range of motion from heel-strike to heel-off (°)	18.7 (4.6)	17.6 (3.5)	20.5 (4.3)	.090
Maximum ankle plantarflexion velocity after heel-strike (°/s)	497.0 (194.3)	**455.9 (140.1)**[c]	**643.8 (238.7)**[b]	**.017**
Maximum ankle dorsiflexion midstance (°)	16.1 (3.4)	**13.5 (2.3)**[a,c]	16.1 (3.5)	**.001**
Knee				
Maximum knee flexion stance (°)	28.1 (2.7)	27.1 (5.4)	27.7 (4.5)	.710
Maximum knee flexion swing (°)	80.9 (7.2)	80.2 (10.5)	78.3 (10.4)	.391
Maximum knee extension stance (°)	3.9 (4.4)	3.2 (4.4)	3.7 (5.0)	.669
Hip				
Maximum hip flexion (°)	28.5 (8.4)	27.9 (5.6)	26.8 (4.9)	.450
Maximum hip extension (°)	32.0 (7.3)	29.7 (6.9)	29.5 (5.5)	.308
Plantar force				
Maximum heel force (N/kg)	5.7 (1.3)	**7.4 (1.3)**[a,c]	**6.2 (0.9)**[b]	**<.001**
Maximum rate of increase in heel force (N/kg/s)	223.6 (68.6)	**281.6 (76.7)**[a]	**269.8 (54.1)**[b]	**<.001**

[a]–significant difference between Cloudsurfer and own shoe; [b]–significant difference between Cloud and own shoe; [c]–significant difference between Cloud and Cloudsurfer (posthoc comparisons using least square distance P<.05).

Abb. 2

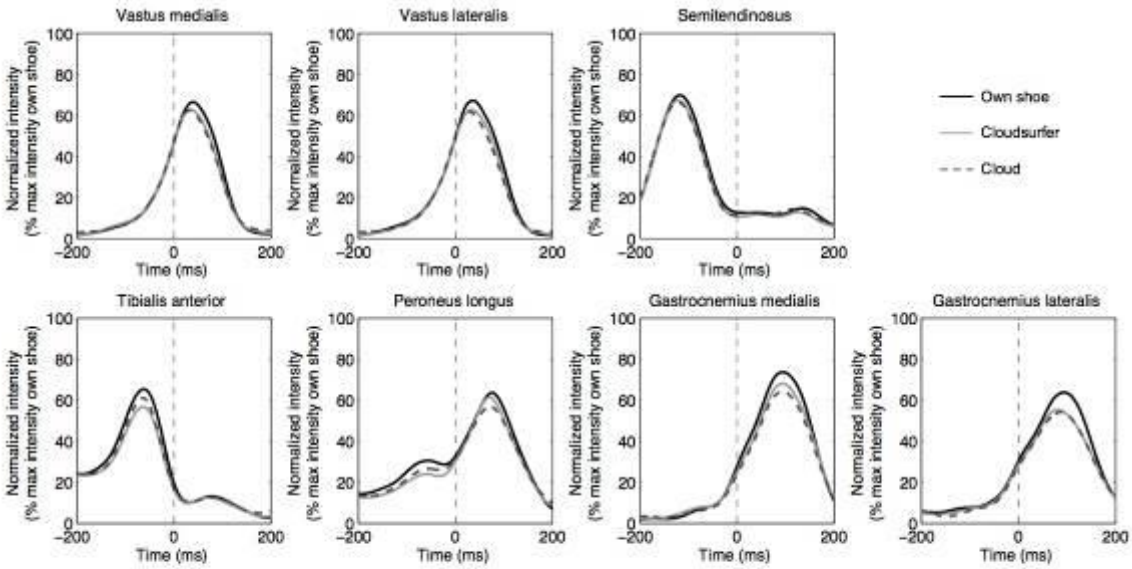


Figure 1: Mean relative EMG intensity from 200 ms before to 200 ms after heel-strike for lower extremity muscle for participants' own shoes (black solid), Cloudsurfer (light grey solid) and Cloud (dark grey dashed). EMG intensity for each participant, muscle and shoe was normalized to the maximum EMG intensity of all gait cycles for the participants' own shoe.

P 24

Passtraining im Footbonaut: Risiko für Anfänger?
Ein Vergleich der muskulären Belastung bei Anfängern und Geübten.

T. Dupré (Köln/DE), K. R. L. Mortensen, F. Gertz Lysdal (Aalborg/DK), J. Funken, R. Müller (Köln/DE)
M. Braun (Dortmund/DE), J. Spielmann (Berlin/DE), J. Mayer (Berlin, Zuzenhausen/DE)
K. Hartmut (Köln/DE), W. Potthast (Köln, Pforzheim/DE)

Fragestellung

Adduktorenverletzungen sind die zweit häufigste Verletzungen im Fußball und für einen überproportionalen Anteil an Trainingsausfällen verantwortlich [1]. Die Verletzungshäufigkeit kann auch auf die hohe Anzahl an Pässen im Fußball zurückgeführt werden [2]. In einem Footbonaut™ (FB) können kurze Pässe isoliert und intensiv trainiert werden. Es konnte gezeigt werden, dass die Adduktorenmuskulatur bei diesem Training stark beansprucht wird [3]. Bisher ist allerdings unbekannt, inwiefern diese Beanspruchung vom Leistungsniveau abhängt. Ziel dieser Studie war es, die Muskelkräfte und Verkürzungsgeschwindigkeiten des M. Adduktor Longus und M. Gracilis von im FB erfahrenen Spielern (Ex) und unerfahrenen Spielern (NEx) beim Passspiel im FB auf Unterschiede zu untersuchen. Erkenntnisse über solche Unterschiede können besonders in Bezug auf die Verletzungsprävention nützlich sein.

Material und Methode

26 Probanden in zwei Gruppen wurden untersucht. Gruppe NEx beinhaltete zehn Spieler auf Regionalliga-Niveau ohne Vorerfahrung im FB (180,6 cm ± 4,4; 77,7 kg ± 6,4) und Gruppe Ex bestand aus 16 Spielern der U23-Mannschaft der TSG-Hoffenheim mit Trainingserfahrung im FB (179,3 cm ± 8,2; 74,8 kg ± 7,4). Zehn Pässe pro Spieler wurden mit 16 infrarot Kameras (200 Hz, Vicon, Oxford) aufgezeichnet. Als Schwungphase (SP) wurde das Abheben des Schussbeines bis zum Ballkontakt definiert. Zur Berechnung der Muskelparameter des Adduktor Longus und Gracilis wurde ein anatomisch-skaliertes AnyBody-Modell (AnyBody Technology, Aalborg) genutzt. Für die statistische Auswertung wurde nichtparametrisches 'Statistical Parametric Mapping" bzw. T-Tests genutzt.

Ergebnis

Beide Gruppen unterschieden sich nicht in Gewicht und Größe. Der Adduktor Longus zeigte bei 30-56% Schwungphase eine erhöhte Kraft bei NEx ($p=0,002$) und bei 80-94% eine erhöhte Kraft bei Ex ($p=0,002$) (Abb. 1). Der Gracilis zeigte bei 29-60% Schwungphase eine erhöhte Kraft bei NEx ($p<0,001$) und bei 82-90% SP eine erhöhte Kraft für Ex ($p=0,014$) (Abb. 1). Die Verläufe der Verkürzungsgeschwindigkeiten (Abb. 2) waren zu keinem Zeitpunkt signifikant unterschiedlich.

Schlussfolgerung

Die erhöhten Muskelkräfte der NEx zeigten, dass Vorerfahrung entscheidend für die Belastung der Adduktorenmuskulatur beim Training im FB ist. Besonders die Ergebnisse zwischen 30-56% der SP im Adduktor Longus sind kritisch zu sehen. Die Analyse zeigte eine Verlängerung und damit exzentrische Muskelarbeit bis ca. 50% der SP. Somit erzeugten die NEx einen größeren Teil der Kraft exzentrisch, während die Ex dies in den konzentrischen Bereich verschoben. Die erhöhte exzentrische Kraft der Ex im Gracilis ist vergleichsweise gering. Daher sind die Kraftkurven der Ex positiver zu bewerten, da hohe exzentrische Belastungen als Risikofaktor für Muskelverletzungen gelten. Vor dem Hintergrund des Zusammenhangs zwischen Passspiel und Adduktorenverletzungen ist somit Vorsicht geboten, wenn unerfahrene Spieler mit dem Training im FB beginnen.

[1] Gilmore J (1998) Groin Pain in the Soccer Athlete: Fact, Fiction and Treatment. Cl Sports Med17(4)
[2] Charnock B, et al. (2009) Adductor longus mechanics during the maximal effort soccer kick. Sports biom 8(3)
[3] Dupré T, et al. (2016) Hip Joint Load and Muscle Stress in Soccer Inside Passing. In: 34th Int Conf BiomSport.

Abb. 1

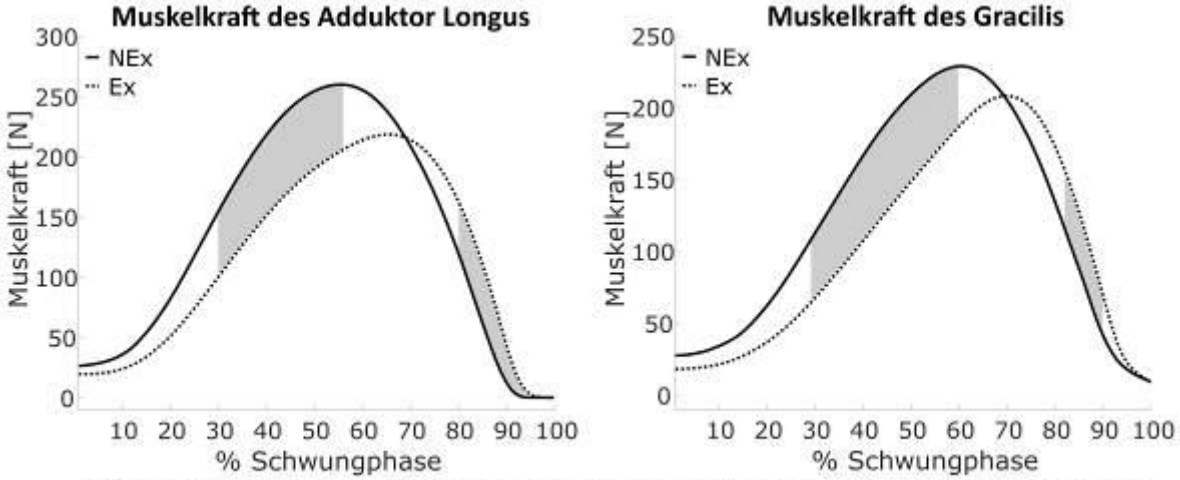


Abbildung 1: Muskelkraft [N] des Adduktor Longus und Gracilis normalisiert auf die Schwungphase für die Gruppen NEx (n=10) und Ex (n=16). Grau gefüllte Bereiche zeigen signifikant unterschiedliche Muskelkräfte.

Abb. 2

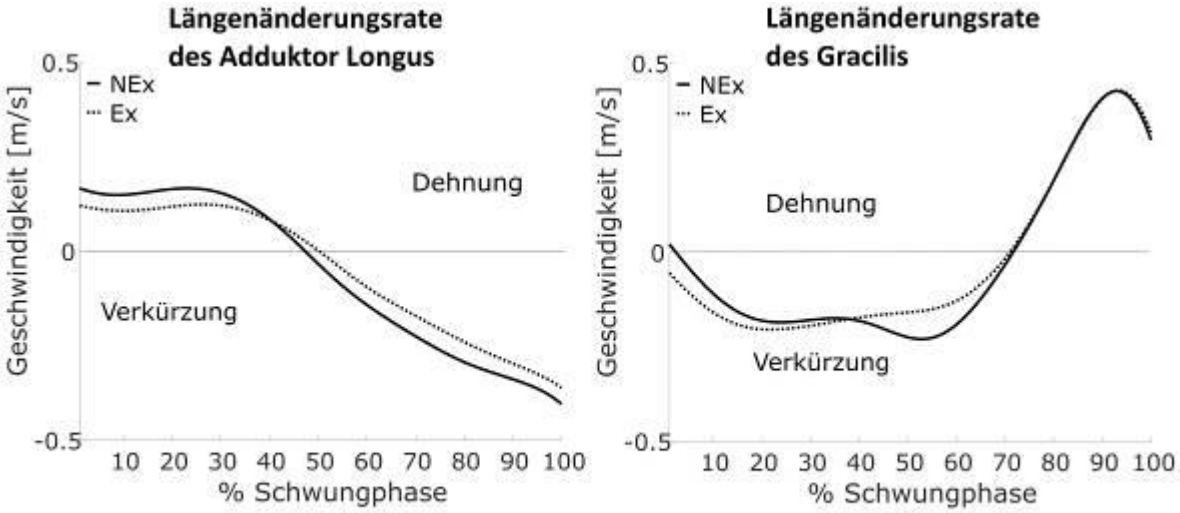


Abbildung 2: Längenänderungsrate [m/s] des Adduktor Longus und Gracilis normalisiert auf die Schwungphase für die Gruppen NEx (n=10) und Ex (n=16). Positive Bereiche zeigen eine Dehnung und negative Bereiche eine Verkürzung des Muskels

P 25

Elektromyografische Analyse sensomotorischer Übungen im Einbeinstand zum selektiven Stabilitätstraining des Vor- und Rückfußes

M. Alfuth (Krefeld/DE), M. Gomoll (Köln/DE)

Fragestellung

Das sensomotorische Training mittels unterschiedlich labiler Unterlagen wird zur Stabilisierung des Sprunggelenks mit der Absicht der Vermeidung eines Supinationstraumas oder in der Rehabilitation nach Sprunggelenksverletzung eingesetzt. Ziel dieser Studie war, die muskuläre Aktivität ausgewählter Muskeln der unteren Extremität im Einbeinstand auf sensomotorischen Trainingsgeräten unter unterschiedlich labilen Bedingungen mit zum Teil selektiver Stabilisierung bzw. Destabilisierung des Vor- bzw. Rückfußes (Balance Pad; Artzt vitality® Mini-Stabilitätstrainer) zu vergleichen.

Material und Methode

27 Probanden (25,5 ± 4,2 J.) standen einbeinig für 20 Sek. auf dem Fußboden (Kontrolle) sowie in randomisierter Reihenfolge auf Geräten unter 5 instabilen Bedingungen [Balance Pad (BP); Vorfuß (VF) stabil – Rückfuß (RF) labil in der Frontalebene; VF stabil – RF labil multidirektional (Abb. 1); RF stabil – VF labil in der Frontalebene; RF stabil – VF labil multidirektional]. Das Signal (µV) von 6 Muskeln der unteren Extremität wurde mittels Elektromyografie abgeleitet und weiterverarbeitet (RMS). Für jede Bedingung wurden 3 Versuche aufgezeichnet und daraus der Mittelwert gebildet. Aus jedem Versuch wurden die mittleren 10 der 20 aufgezeichneten Sek. zur weiteren Auswertung verwendet. Zur Analyse dienten der Mittelwert der Muskelaktivität sowie der Maximalwert der Aktivität. Zwischen den Werten der Kontrollbedingung und denen der instabilen Bedingungen wurden die absoluten Effekte dargestellt (Abb. 2). Die Kniewinkeländerung wurde mittels 2D-Bewegungsanalyse kontrolliert. Zur Signifikanzprüfung der Unterschiede zwischen den Bedingungen wurden Friedman Tests und Wilcoxon Signed-Rank Tests ($p<0,05$) mit Korrektur nach Bonferroni verwendet.

Ergebnis

Die Muskeln Tib. ant. (Abb. 2), Per. long. und Bic. fem. zeigten im Vergleich zum Fußboden höhere mittlere Aktivitäten unter der Bedingung BP und beiden Bedingungen RF stabil – VF labil ($p<0,001$). Der Per. long. wies eine höhere Aktivität unter der Bedingung VF stabil – RF labil (Frontalebene) auf ($p=0,001$). Der Soleus war nur auf dem BP aktiver ($p<0,001$). Die Aktivität des Vast. med. war unter beiden Bedingungen RF stabil – VF labil erhöht ($p<0,001$). Alle Muskeln zeigten auf dem BP und unter beiden Bedingungen RF stabil – VF labil im Vergleich zum Fußboden höhere maximale Aktivitäten ($p<0,001$). Die Aktivität des Bic. fem. war im Vergleich zur Kontrolle unter der Bedingung VF stabil – RF labil (Frontalebene) höher ($p=0,001$). Beim Vergleich der labilen Bedingungen untereinander zeigten sich höhere mittlere Aktivitäten im Tib. ant., Per. long., Bic. fem. und Vast. med. unter beiden Bedingungen RF stabil – VF labil im Vergleich zu beiden Bedingungen VF stabil – RF labil ($p\leq0,001$). Die mittleren Spannweiten der Kniewinkeländerung waren unter beiden Bedingungen RF stabil – VF labil (Median = 6,1° bzw. 5,9°) höher als unter den anderen Bedingungen (2,1° – 3,3°) ($p\leq0,001$).

Schlussfolgerung

Die Muskeln der unteren Extremität scheinen im Vergleich zum Einbeinstand auf dem Fußboden deutlich aktiver zu sein, wenn der Vorfuß auf einer instabilen Platte steht, bei gleichzeitiger stabiler Position des Rückfußes. Der M. Soleus scheint im Mittel deutlich aktiver zu sein, wenn der Fuß, wie auf dem Balance Pad, eine Plantarflexion auf der Unterlage ausführen muss. Die Unterschiede der Gelenkwinkelveränderungen im Knie zwischen den Bedingungen zeigen, dass bei instabilem Vorfuß und stabilem Rückfuß eine stärkere Auslenkung des Kniegelenks stattfindet, was auf eine andere Strategie zur Aufrechterhaltung der Balance hindeutet. Die Ergebnisse können möglicherweise dazu dienen, die Muskulatur der unteren Extremität durch das selektive Balancetraining des Vor- und Rückfußes mittels entsprechender Trainingsgeräte, gezielter in unterschiedlichen Heilungsphasen nach Verletzung des Sprunggelenks sowie in der Prävention von Supinationstraumen zu beanspruchen.

Abb. 1

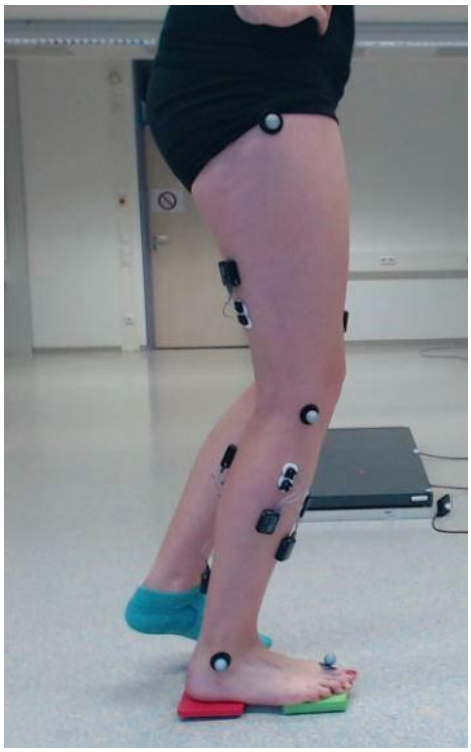
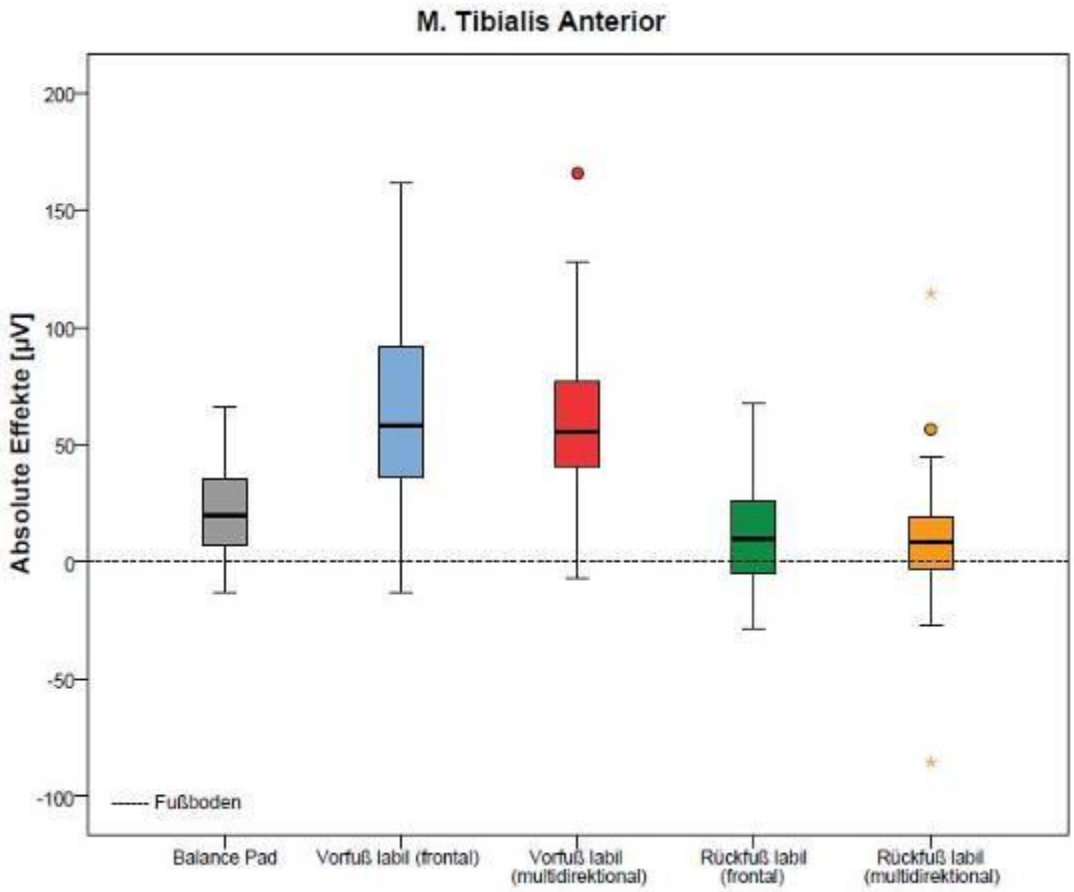


Abb. 2


M. Tibialis Anterior
Absolute Effekte [µV]
200
150
100
50
0
-50
-100
------ Fußboden
Balance Pad
Vorfuß labil (frontal)
Vorfuß labil (multidirektional)
Rückfuß labil (frontal)
Rückfuß labil (multidirektional)

P 26

Missie – a new method to analyse performance parameters of figure skating jumps

K. Schäfer, N. Brown, W. Alt (Stuttgart/DE)

→ wurde nicht präsentiert

P 27

Bewegungsanalyse mit PCA: Einfluss einzelner Bewegungskomponenten auf die vertikale Bodenreaktionskraft beim Bergab-Laufen.

R. Rethwilm, T. Haid, P. Federolf (Innsbruck/AT)

Fragestellung

Die Bewegungsanalyse mit Hilfe des Hautptkomponentenverfahrens (engl. "principal component analysis" (PCA)) gewinnt sowohl in klinischen Anwendungen [1], als auch in den Sportwissenschaften [2,3] zunehmend an Bedeutung. Durch die PCA werden komplexe Ganzkörperbewegungen in Bewegungskomponenten aufgespalten, bei denen die Bewegungen der verschiedenen Körpersegmente auf eine bestimmte Art korreliert sind. Die meisten Studien setzten die PCA ein, um koordinative Bewegungsmuster zwischen Probandengruppen zu vergleichen. In unserer Studie haben wir untersucht, ob die Bewegungskomponenten die Mechanik des Systems beschreiben. Konkret haben wir dafür die vertikale Bodenreaktionskraft (vBRK) beim Abwärtslaufen aus den PCA-Bewegungskomponenten berechnet und mit gemessenen vBRK verglichen.

Material und Methode

Die Ganzkörperkinematik wurde von 8 Probanden (6 männlich, 2 weiblich; Alter: 26,6 ±3,2) mit einem markerbasierten Bewegungserfassungssystem (Vicon, 200Hz) bei einer abwärts Stufenlaufsituation erfasst. Zeitgleich wurden die Bodenreaktionskräfte mittels Krafmessplatte (AMTI, 3000Hz) während dem Bodenkontakt nach der letzten Stufe erhoben. Aus den kinematischen Daten wurde, basierend auf der Newton"schen Bewegungsgleichung, die Kraft berechnet und mittels Butterworth Filterung (10 Hz) bestmöglich der gemessenen vBRK angepasst. Die Abweichungen zwischen der berechneten und gemessenen vBRK wurden mittels "root-mean-square error" (RMSE) quantifiziert. Anschließend wurden die Bewegungsdaten der Standphase unter Anwendung der PCA in Bewegungskomponenten unterteilt [4] und deren individueller Kraftbeitrag berechnet. Durch Visualisierung der Bewegungskomponenten konnten die Teilbewegungen qualitativ beschrieben und mit einbeinigen Landestrategien abgeglichen werden.

Ergebnis

Die mittlere maximale Kraft wurde um 1,7% überschätzt (264%KG berechnet versus 259%KG gemessen, %KG = prozentueller Anteil des Körpergewichtes). Der mittlere (± Standardabweichung) RMSE betrug 25,85 ± 13 %KG (= 2,4 ± 1,27 N/kg). Fünf PC-Bewegungskomponenten beeinflussten während ihres maximalen Beitrages die vBRK zu mehr als 2%KG. Die Visualisierung der fünf Komponenten beinhalteten durchweg elementare kinematische Lande- und Energieabsorptionsstrategien.

Abbildung 1: Links oben: Mittlere gemessene (gestrichelte Linie) und berechnete (durchgezogen Linie) vBRK, normiert auf % -Körpergewicht und % der Standphase mit Standardabweichung (Fläche); Weitere: die mittleren Kraftverläufe der fünf relevanten Bewegungskomponenten.

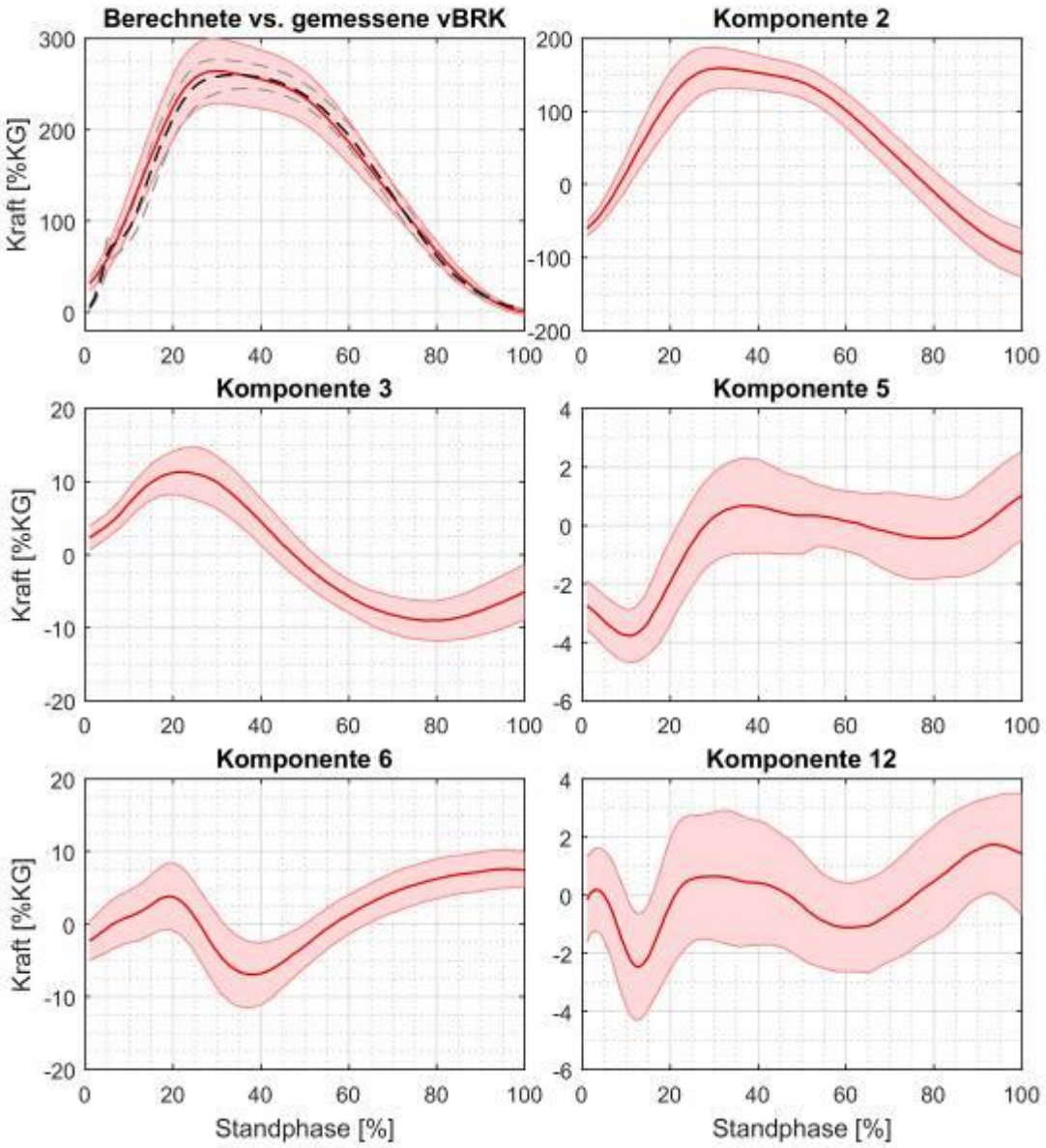
Schlussfolgerung

Dies ist unseres Wissens die erste Studie in der der Beitrag einzelner PCA-Bewegungskomponenten zum Verlauf einer äußeren Kraft, hier der vBRK beim Abwärtslaufen, untersucht wurde. Der Vergleich mit der gemessenen Kraft zeigt ähnliche Abweichungen wie in anderen Studien [5]. "Soft tissue" Artefakte und Rauschverstärkung durch die Differenzierung sind die wesentlichen Gründe für diese Abweichungen. Ein Vorteil der PCA-Methode ist, dass Bewegungskomponenten visualisiert und ihr zeitlicher Einfluss auf die BRK analysiert werden kann und somit eine Diskussion von Lande- und Energieabsorptionsstrategien [6] erleichtert wird. Weitere Optimierungen und Validierungen der Kraftberechnung aus PC-Bewegungskomponenten sollten unternommen werden, dennoch erscheint uns diese Methode ein vielversprechender neuer Ansatz.

Literatur

[1] Federolf et al. 2013, J Biomech..
[2] Federolf et al. 2013, Scand J Med Sci Sport.
[3] Zago et al. 2016, J Sport Sci (in press).
[4] Federolf 2016, J Biomech..
[5] Fluit et al. 2014, J Biomech..
[6] Yeow et al. 2011, Hum Mov Sci.

Abb. 1



P 28

Influence of bike setting on upper body motor control in recreational cyclists.

A. Brand (Murnau am Staffelsee/DE; Salzburg/AT), T. Sepp (Chemnitz/DE)
P. Augat (Murnau am Staffelsee/DE; Salzburg/AT)

Fragestellung

Cycling is one of the most common public leisure activities, but often goes along with discomfort and pain in the buttocks, wrist and especially the back [1]. Different bike settings allow variations of contact areas such as saddle and handlebar which change cycling posture, load moments and weight distribution [2]. Although, several studies still exist concerning lower extremities and bike setting, biomechanical analyses of the upper body in cyclists are still lacking [3]. This study aims to investigate the effects of bike adjustments on upper body motor control in order to deduce potential recommendations for moderate cycling performance.

Material und Methode

Twelve recreational cyclists (♂ = 9, ♀ = 3; age = 28±7 years) performed motion capture and surface electromyography to measure spine kinematics and upper body muscle activity. Bike settings were adjusted by using an ergonomic velochecker (Patria, DE) (Figure 1). Distance between saddle and handlebar (neutral and 10% shortened) as well as saddle angle (horizontal and 10° inclined) were changed. Subjects randomly performed each setting for at least three minutes of cycling. Statistical analysis was performed by Student"s t-test ($p < 0.05$).

Ergebnis

A shorter distance between saddle and handlebar resulted in statistical significant higher mean peak activation levels of the back muscles (29-33%) and arm extensor muscles (18%) compared to the neutral bike setting. The shortened setting also led to a slight reduction of the kyphosis of the lumbar spine. An inclined saddle only resulted in a significant increase of arm extensors activity (32%) whereas no significant differences were found for spine kinematics.

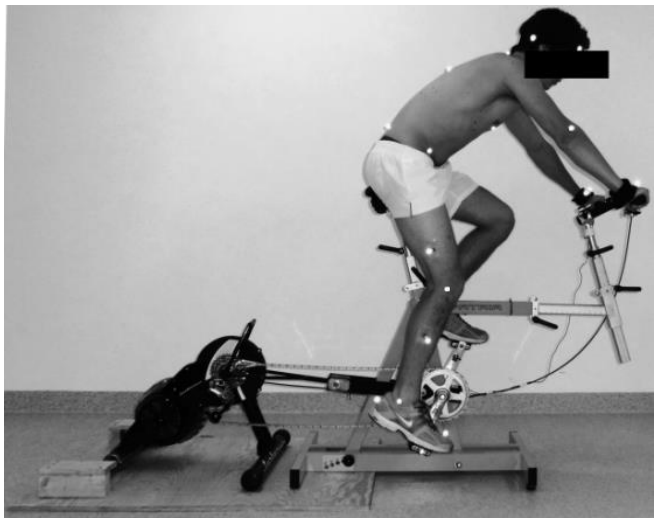
Schlussfolgerung

The results underline that a shortened cycling position is a potential recommendation for recreational cyclists to reduce lower back pain. Higher activity levels at the shortened position might have a positive impact on the stamina of the back muscles to maintain an optimal sitting posture. The increased activity of the arm extensor muscles at lowered saddle positions could be primarily explained by an increased shift of the weight load in the direction of the handlebars which may increase wrist stress.

References

[1] Mellion, Sports Med, 1991; 11: 52-70.
[2] Kolehmainen et al, Clin Biomech; 1989; 4(2): 105-10.
[3] Bini et al., Kinesiology; 2009; 41(1): 25-39.

Abb. 1



P 29

Can 12-Week strength and endurance training reduce inter-muscular and subcutaneous fat in the thigh of peri-menopausal women?

T. Dannhauer, M. Sattler, M. Hudelmaier, S. Ring-Dimitriou, A. Sänger, F. Eckstein (Salzburg/AT)

Fragestellung

Both the thigh intermuscular (IMF) and subcutaneous fat (SCF) content have been shown to be associated with knee joint function and knee osteoarthritis.

Here we test a) whether a 12-week training program1 reduces the IMF or SCF content in the thigh, b) whether IMF shows a stronger response than SCF, c) whether strength (ST) or endurance training (ET) [1] are more effective in reducing adipose tissue, and d) whether changes in adipose tissue correlate with those in muscle mass and/or respiratory fitness (oxygen uptake)[1]. Additionally, we analyzed e) whether training effects varied regionally, i.e. at different levels of axial cross-sectionals levels, f) how adipose tissue change in specific regions correlate with those in the total volume of SCF and IMF, and g) whether MRI is more sensitive than X-ray absorptiometry (DXA) in demonstrating training effects.

Material und Methode

35 peri-menopausal women (ST/ET: n=16/19) with a low baseline fitness level were exposed to a 12-week strength or endurance training program[1]. T1-weighted MR images of the thigh were obtained at baseline and at 12 weeks. Custom software was used to determine IMF, SCF, and muscle volume (Fig 1.). SCF was only measured in the distal half of the thigh, due to limited anatomical coverage. Statistical comparisons were made using paired (a) and unpaired (b & c) t-tests. Correlations were examined using Pearson correlation coefficients (d & f). Effect sizes (responsiveness) were determined as standardized response mean (SRM = mean change/SD change).

Ergebnis

Both the thigh SCF (-4.2±7.1% (95% CI -6.6%, -1.7%) and IMF volume decreased significantly (-4.6±13% (95% CI -9.0%, -0.2%) during training. The magnitude of reduction was observed to be greater for IMF than SCF, but the difference was not statistically significant (p=0.75). No significant differences were detected between ET and ST (SCF: p=0.18; IMF: p=0.96). Muscle volume change showed a strong correlation with SCF volume change (Δ%; r=0.63; p=0.0002), but not with IMF volume change (Δ%, r=0.06; p=0.76). Oxygen uptake showed a moderate correlation with both SCF (r=-0.41; p=0.02) and IMF change (r=-0.38; p=0.03). With ET, IMF showed greater responsiveness (SRMs) at proximal and SCF at distal locations (Fig. 2), but these regional effects were not observed with ST. The region/axial image slice that must strongly correlated with total volume change (r=0.95) was located at 60% (from distal to proximal) for IMF, and between 20%-50% (r=0.97) for SCF. DXA measurements, in contrast, did not detect any significant difference in thigh fat mass during exercise.

Schlussfolgerung

Strength and endurance training (ST & ET) intervention over only 12 weeks1 are shown to effectively reduce thigh intermuscular (IMF) and subcutaneous fat (SCF) in peri-menopausal women with low baseline fitness. MRI is able to detect these effects in specific compartments with high sensitivity in specific adipose tissue compartments at defined regions of interest.

SPONSOR: Paracelsus Medical University research fund (PMU-FFF): R-13/04/051-DAH.

Referenzen

1. Ring-Dimitriou S, Steinbacher P, von Duvillard SP, Kaessmann H, Müller E, Sänger AM. Exercise modality and physical fitness in perimenopausal women. European journal of applied physiology 2009;105:739-47.

Bildlegenden

Figure 1: Segmented thigh MR image delineating SCF (yellow) and IMF (red)

Figure 2: SRMs of the trainings effect in ST, ET and both strata for volumetric and 2D analysis in 11 anatomical cross-sectional areas from 0-50% in SCF and 0-100% in IMF.

Abb. 1

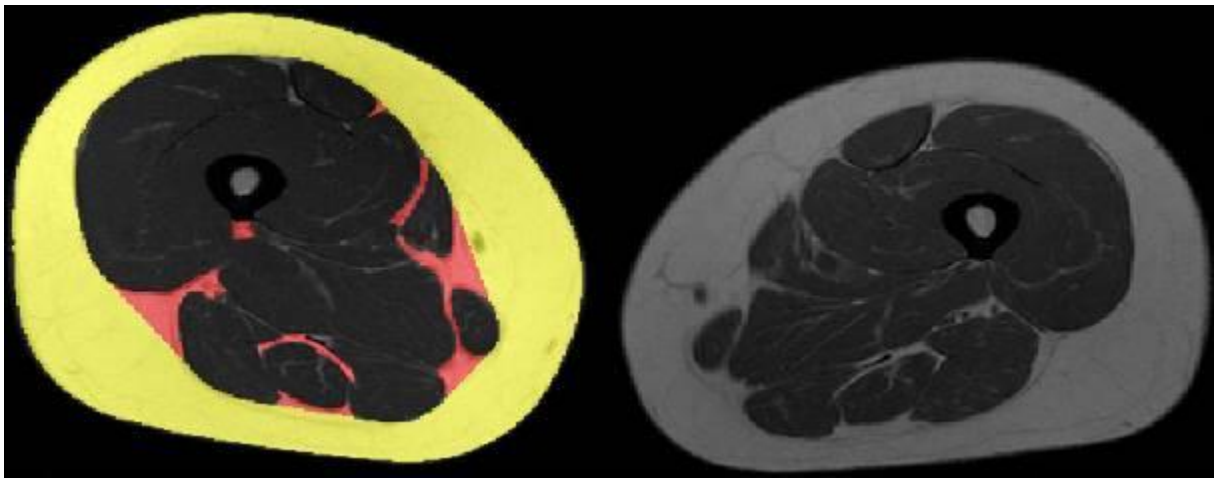
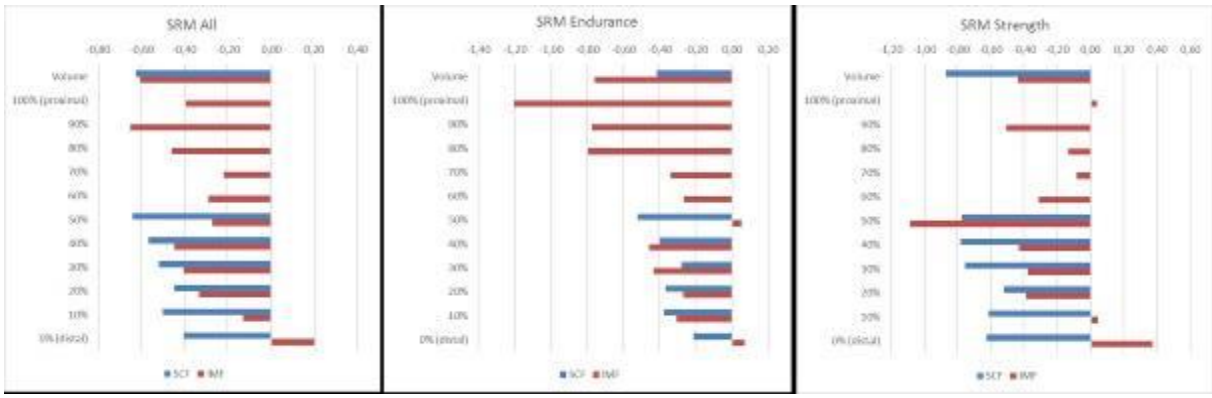


Abb. 2



P 30

Effekte einer achtwöchigen Selbstmassage mit Faszienrollen auf den Bewegungsapparat

N. Kram, R. Schrader, M. Böhme, F. Sichting (Chemnitz/DE)

Fragestellung

Seit den ersten Medienberichten über die Nutzung von Faszienrollen bei der deutschen Fußball-Nationalmannschaft während der WM 2006 begann deren Bekanntheit stetig zu steigen. Mittlerweile sind sie fest in der Fitnessszene sowie im Leistungssport etabliert und werden eng mit dem Training des faserigen Bindegewebes in Verbindung gebracht. Auch das Forschungsinteresse an Interventionsstudien mit Faszienrollen ist seit dem Jahr 2013 mit über 20 Publikationen erheblich angestiegen. Während bereits zahlreiche Studien zu Akuteffekten auf die Beweglichkeit und die sportliche Leistungsfähigkeit bestehen, fehlen Längsschnittstudien, die sich mit Erklärungsansätzen für die bisher nachgewiesenen Veränderungen beschäftigen. Das Ziel dieser Studie ist daher die Fragestellung, ob eine achtwöchige Massage mit der Faszienrolle die Steifigkeit der unteren Extremitäten beeinflusst. Begleitend wurden kumulative Effekte durch das mehrwöchige Training auf die Beweglichkeit und die reaktive Leistungsfähigkeit untersucht.

Material und Methode

Die vorliegende Längsschnittstudie umfasste 76 gesunde Probanden (26 Männer, 50 Frauen; Alter: 24,7 ± 4 J.; Gewicht: 68,6 ± 15 kg; Größe: 174 ± 9,5 cm). Sie wurden in Kontroll- (KG: n=38) und Interventionsgruppe (IG: n=38) unterteilt.

Die nichtinvasive Bestimmung der Steifigkeit als biomechanische Gewebeeigenschaft erfolgte mittels Myometrie an Plantarfaszie (PF), Achillessehne (AS) und M. gastrocnemius (MG). Die Beweglichkeit wurde mittels Stand-and-Reach-Test sowohl aktiv als auch passiv gemessen. Für die reaktive Leistungsfähigkeit führten die Probanden einen 30cm-Dropjump auf eine Kraftmessplatte durch, um Bodenkontaktzeit und Sprunghöhe zu errechnen.

Die Messungen wurden innerhalb einer Woche vor und nach acht Trainingswochen, bestehend aus 2 Einheiten pro Woche à 20 Minuten, durchgeführt. Als Training absolvierten die Probanden unter Anleitung Selbstmassagen mit der Faszienrolle am gesamten Körper. Eine Standardisierung der Selbstmassage erfolgte mittels einer Schmerzskala.

Ergebnis

Nach einer achtwöchigen Selbstmassage konnte eine signifikante Abnahme der Steifigkeit am MG um 4,8% festgestellt werden. Eine konsistente, aber nicht signifikante Tendenz zeigte sich an der PF mit -7,4%, jedoch nicht an der AS (-0,3%). Die Kontrollgruppe zeigte keine Veränderungen.

Die Tests für die Beweglichkeit und die reaktive Leistungsfähigkeit wiesen sowohl in der IG als auch in der KG keine ersichtlichen Veränderungen auf.

Schlussfolgerung

Die mehrwöchige Durchführung einer Selbstmassage mit Faszienrollen liefert erste Hinweise auf die Abnahme der Steifigkeit von Muskeln und faserigen Bindegeweben. Jedoch bestehen keine konsistenten Ergebnisse hinsichtlich der faserigen Bindegewebe, da die AS unverändert ist. Dies könnte auf zu geringe Reizintensitäten für Anpassungsprozesse der AS zurückzuführen sein. Für den MG und die PF scheint dahingegen ein Interventionszeitraum von acht Wochen ausreichend zu sein. Ob diese Anpassungen durch morphologische Veränderungen oder neuronale Prozesse innerhalb des Körpers geschehen, bleibt offen.

Des Weiteren wirkt sich die Abnahme der Steifigkeit in dieser Studie scheinbar nicht auf die Beweglichkeit und die reaktive Leistungsfähigkeit aus, da diese unverändert erscheinen. Hinsichtlich der Beweglichkeit sind diese Ergebnisse widersprüchlich gegenüber anderen Selbstmassage-Studien. Entweder bestehen keine Veränderung der Beweglichkeit, oder die vorliegenden Daten sollten differenzierter betrachtet werden.

Referenzen

Schleip & Müller, J Bodyw Mov Ther, 17: 103–115, 2013.
Beardsley & Škarabot, J Bodyw Mov Ther, 19: 747–758, 2015.

P 31

Kann ein achtwöchiges Training mit Faszienrollen die Wahrnehmung des Sprunggelenks beeinflussen?

R. Schrader, N. Kram, F. Sichting (Chemnitz/DE)

Fragestellung

Faszienrollen sind aus vielen Trainingsprogrammen nicht mehr wegzudenken. Während bereits zahlreiche Studien zu Akuteffekten existieren, fehlen Längsschnittstudien, um mögliche kumulative Effekte aufzuzeigen. Neben der häufig untersuchten Beweglichkeit finden Fragestellungen, die sich mit der Propriozeption befassen, keine Berücksichtigung. Deren Untersuchung erscheint jedoch angebracht, da zunehmend die Existenz von Mechanorezeptoren in faserigen Bindegeweben bestätigt wird, die ebenfalls wichtige Strukturen für die Propriozeption darzustellen scheinen. Darüber hinaus besitzen Haut und Muskulatur ebenfalls eine Vielzahl dieser Rezeptoren, auf die mittels Selbstmassage Druck und Scherkräfte wirken. Somit sind durch eine derartige Manipulation Strukturveränderungen an Bindegeweben des Unterschenkels und des plantaren Fußes wahrscheinlich und könnten über einen längeren Zeitraum sensorische Prozesse beeinflussen. Daher untersucht die vorliegende Studie die Frage, ob ein achtwöchiges, körperweit ausgerichtetes Training mit Faszienrollen die Propriozeption der Sprunggelenksregion beeinflussen kann.

Material und Methode

An der vorliegenden Studie nahmen 78 gesunde Probanden teil (27 Männer, 51 Frauen; Alter: 24,8 ± 4 J.; Gewicht: 68,6 ± 15 kg; Größe: 174 ± 9,5 cm). Diese wurden in Kontroll- (KG: n=38) und Interventionsgruppe (IG: n=40) unterteilt. Zur Bestimmung der Sprunggelenkswahrnehmung wurde ein spezieller Stuhl mit motorisierter Plattform konstruiert, um Winkelveränderungen im Sprunggelenk in Richtung Plantarflexion zu bestimmen (Abbildung 1). Den Probanden wurde jedoch mitgeteilt, dass sich die Plattform in beide Richtungen bewegt. Sie positionierten einen Fuß auf der Plattform, die sich anschließend mit 2° pro Minute in Richtung Plantarflexion bewegte. Die Aufgaben der Probanden bestanden zum einen darin, einen Stoppschalter zu betätigen, sobald sie sicher eine Winkelveränderung spürten, und zum anderen die Bewegungsrichtung zu nennen. Auf diese Weise konnte neben der Winkelstellung auch die Fehlerquote der Richtungswahrnehmung notiert werden. Diese Messung wurde innerhalb einer Woche vor und nach acht Trainingswochen durchgeführt. Die Selbstmassage fand zwei Mal pro Woche für 20 Minuten unter Anleitung statt.

Ergebnis

Die Fehlerquote der Richtungsbestimmung sank in der IG von 0,88 auf 0,63 Fehler pro Proband, während die KG mit 0,82 zu 0,84 Fehlern pro Proband nahezu konstant blieb. Dahingegen konnten keine Veränderungen in der Winkelwahrnehmung des Sprunggelenks zwischen Ein- und Ausgangsmessung festgestellt werden (Mittelwertsdifferenz der IG: -0,4° ± 4,0°; Mittelwertsdifferenz der KG: -0,4° ± 1,2°).

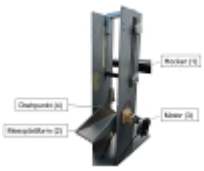
Schlussfolgerung

Die Studie kann erste Hinweise dazu liefern, dass durch die regelmäßige Anwendung von Faszienrollen über einen Zeitraum von acht Wochen die Richtungswahrnehmung im Sprunggelenk tendenziell verbessern kann, während die Wahrnehmung des Ausmaßes der Bewegung unverändert bleibt. Worauf die Verbesserung der Richtungswahrnehmung zurückzuführen ist und welche Strukturen mit ihren Rezeptoren innerhalb dieses Settings dafür verantwortlich sind, kann an dieser Stelle nicht beantwortet werden.

Referenzen

Aimonetti et al, J Physiol, 580: 649–658, 2007.
Aimonetti et al, Exp Brain Res, 221: 167–176, 2012.

Abb. 1



Postersession 5 • Freie Themen

P 32

Biological and Biomechanical Characterization of Mitral Valve Scaffolds Prepared with Three Decellularisation Protocols

S. Andriopoulou, M. Granados, L. Morticelli (Hannover/DE), D. Mavrilas (Patras/GR), M. Harder, A. Hilfiker A. Haverich, S. Korossis (Hannover/DE)

Fragestellung

Valvular heart disease causes significant morbidity and mortality rates worldwide. Current surgical approaches include replacement of the diseased valve with either a mechanical, bioprosthetic of homograft heart valves. Nevertheless, these valve replacements have severe drawbacks, including the necessity for chronic anti-coagulation of the mechanical valves (Crapo et *al*., 2011), the limited durability and calcification of the bioprosthetic valves (Gilbert et *al*., 2006) and the limited availability of the homografts. Tissue engineered heart valves (TEHV) have emerged into a promising reality for heart valve replacement.
The aim of this work was to characterize three different detergent-based decellularisation protocols for their effectiveness in producing implantable mitral valve scaffolds.

Material und Methode

Mitral valves (MVs) from 6-month old pigs were disinfected and treated with 3 different decellularisation protocols, followed by extensive washing cycles, nucleic acid digestion and sterilization with peracetic acid (PAA). Protocol A included the use of 0.5% Triton X-100 and 0.5% sodium dodecyl sulfate (SDS) whereas Protocol B and C included the use of 0.5% SDS and 0.5% sodium deoxycholate (SD) plus 25 mM β-mercaptoethanol for the Protocol C.
Fresh and treated leaflet strips were evaluated histologically, immunohistochemistically, biochemistcally, and biomechanically.
Eesidual anionic detergents were quantified in both the washing solutions and treated freeze-dried tissue samples.

Ergebnis

All 3 decellularisation protocols were successful in creating acellular scaffolds with conserved histoarchitecture, as evidenced by H&E and DAPI staining (Fig.1). Biochemical quantification suggested no denaturation of the collagen triple helix, whereas a significant reduction in DNA and sulphated GAG content was observed.
The decellularised tissue also demonstrated a grossly-maintained mechanical integrity.
However, tissue treated with Protocol A showed significant lower amount of anionic substances in both washing solution and tissue (Fig.2).

Schlussfolgerung

Three different detergent-based protocols that effectively removed cells, whilst maintaining the native valve histoarchitecture were assessed.
Tissue treated with protocol A had lower amounts of residual anionic detergents leaching from the matrix whereas the same tendency was also in the washing solutions.
Future work will focus on the cytotoxicity of the decellularised scaffolds and thus investigate the effect of the residual detergents on effect on the viability of endothelial cells.

Abb. 1

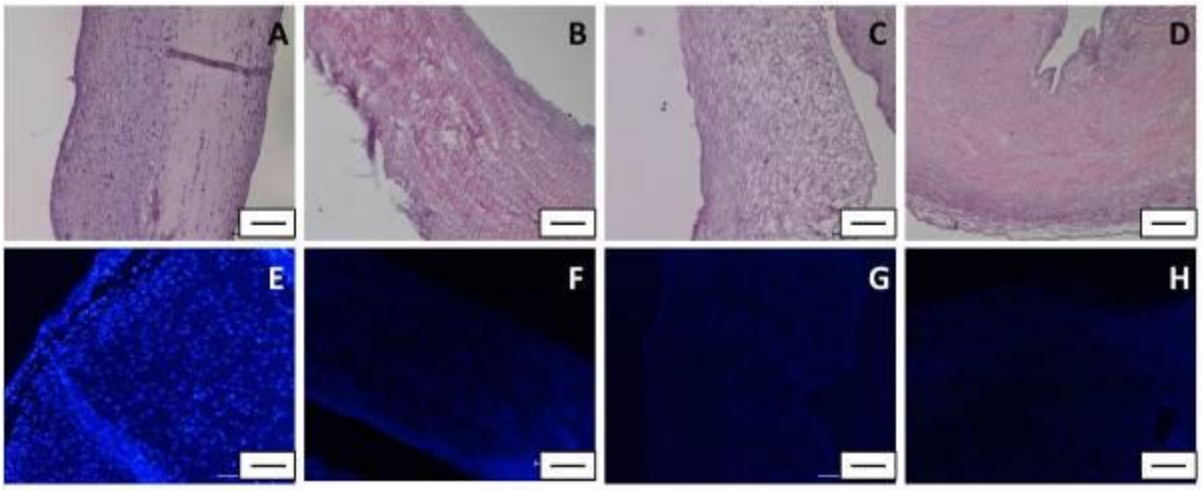


Figure 1: H & E and DAPI the native (A, E) and decellularised (B-D, F-H) leaflet respectively. Protocol A (B, F), Protocol B (C, G), Protocol C (D, H).

Abb. 2

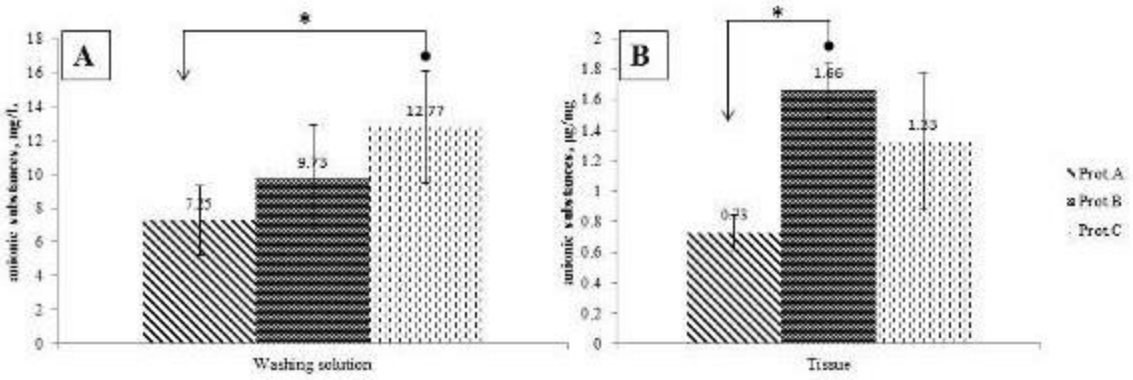


Figure 2: Methylene blue active substances assay for the quantification of residual anionic detergents in the washing solution (A) and in freeze-dried tissue (B). Data expressed as means ± 95% C.I (n=6). Asterisk/connectors indicate significant difference between originator and end-arrow column ($p < 0.05$).

P 33

The anticalcification potential of Heparin on hydroxyapatite seeds

A. Badria, P. Koutsoukos, Y. Missirlis (Patra/GR), S. Korossis (Hannover/DE), D. Mavrilas (Patra/GR)

Fragestellung

Calcification of biological heart valves substitutes is among the principal limiting factors of their long-term survival *in vivo*. To date, a number of different solutions have been proposed to overcome the calcification problem. Glucosaminoglycans (GAG) are highly negatively charge structures, which possess anticoagulation and anti-inflammatory activity. These aptitudes make them a potential solution against calcification. The aim of this study was to investigate the anticalcification potential of heparin under conditions of constant supersaturation with respect to hydroxyapatite (HAP; Ca5(PO4)3OH).

Material und Methode

Two series of experiments were conducted: (i) solutions supersaturated with HAP, at 37°±0.1°C and pH 7.400±0.001, were inoculated with HAP seed crystals with specific surface area (SSA=40 m2g-1); (ii) solutions of the same supersaturation as in (i) were seeded with HAP crystals with ascending concentration of Heparin (n=3) (0.25,0.5,1,2,2.5 and 3 ppm) added directly to the solution.
All experiments were done in a thermostated double walled, water jacketed pyrex glass reactor with a magnetic stirrer. The working solutions were prepared by mixing equal volumes of CaCl2 and Na3PO4 solutions. The concentration range of the reactants in the working solutions were chosen so that the supersaturation was within the respective values in blood serum. NaCl solution was used to adjust the final ionic strength of the solution to 0.15M. The solution was kept free of CO2 bubbling water vapor saturated N2 through the solution. The pH of the system was monitored using a pair of glass/Ag/AgCl electrodes and was kept constant at 7.400±0.001.
Prior to starting any calcification experiment, equilibration time for seeds was done for two hours to get rid of dissolved CO2 and have stable reading for solution pH. Each experiment lasted for 6 hours past the equilibration time.
The drop in solution pH was used as an indicator of the calcification process. Titrant solutions were added to keep, supersaturation constant, and the volume of titrants added was monitored and recorded as a function of time. The volume of titrants added was subsequently used to calculate the rate of crystal growth as mol.m-2.s-1. Scaning electron microscopy (SEM) and x-ray diffraction (XRD) were used to investigate changes of size and morphology of the crystals formed during calcification.

Ergebnis

In the presence of heparin there was a clear inhibition of the HAP crystal growth. The decrease in crystal growth continued for heparin concentrations up to 2ppm. Above this heparin concentration, a plateau was reached as shown in Figure 1. SEM images showed no significant change size of the HAP seeds in both control and the highest concentration used for heparin. At the same time no morphological differences have been found between control and heparin inhibited growth HAP seeds as shown in figure 2.

Schlussfolgerung

The results suggested that the presence of heparin in calcium phosphate solutions supersaturated with respect to HAP inhibited calcification. Inhibition was attributed to the adsorption of Heparin at the active crystal growth centers. Based on the results obtained by the constant composition physicochemical *in vitro* model, heparin showed a anticalcification activity, although the exact mechanism is not yet fully understood. Further work will include higher surface area seeds and calcification experiments extending to significant extents of growth of the mineral phase. Calcium chelation potential will also be studied using Ca ion selective electrode. Moreover, the adsorption isotherm of heparin on HAP seed crystals will be investigated, in order to gain a better understanding of the mechanism underlying the inhibition of HAP crystal growth.

Abb. 1

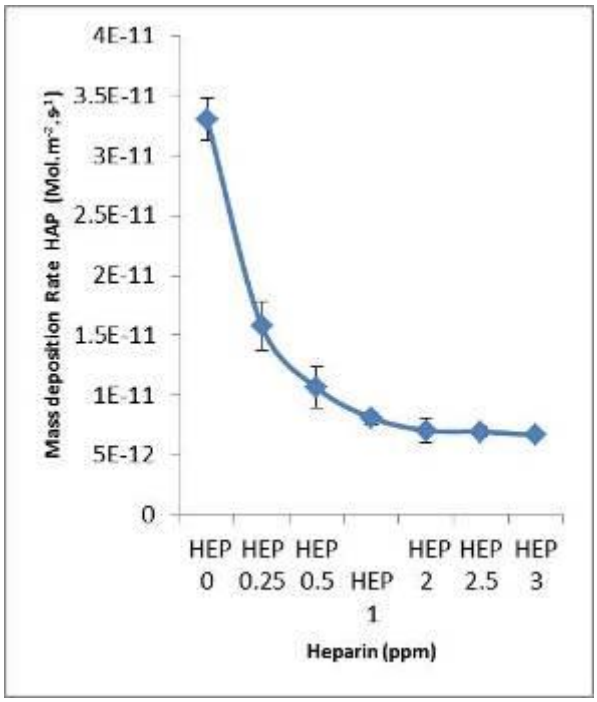
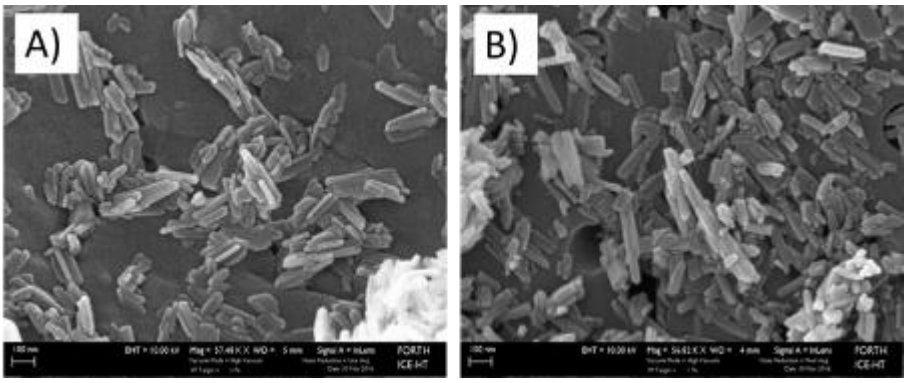

4E-11
3.5E-11
3E-11
2.5E-11
2E-11
1.5E-11
1E-11
5E-12
0
Mass deposition Rate HAP (Mol.m-2.s-1)
HEP 0
HEP 0.25
HEP 0.5
HEP 1
HEP 2
HEP 2.5
HEP 3
Heparin (ppm)

Abb. 2


A)
B)

P 34

Ultrasound for in vitro noninvasive, real time monitoring and evaluation of tissue-engineered heart valves

S. Mulderrig, L. Hurtado, R. Moreira, N. Hatam, J. Spillner, T. Schmitz-Rode, S. Jockenhövel
P. Mela (Aachen/DE)

Fragestellung

Despite the life-saving benefits of commercially available heart valve prosthetics they possess a variety of detrimental properties. These drawbacks have encouraged research into Tissue-engineered heart valves (TEHVs). TEHVs are conditioned in bioreactors where biochemical and mechanical stimuli encourage specific extracellular matrix formation. Optical monitoring and evaluation of such valves is widely used for tuning dynamic conditioning, identifying malfunctions, and providing information on leaflet symmetry, geometric orifice area and leaflet dynamics. However, this provides no cross-sectional views or information on the 3D geometry of valves and its evolution over time. Furthermore, important indicators of valvular functionality such as cusp height, coaptation length, flow patterns and velocities cannot be obtained through simple optical monitoring. We propose ultrasound monitoring as a method to assess TEHVs and provide valuable information for their development and evaluation.

Material und Methode

The suitability of ultrasound monitoring through materials typically used in bioreactor systems was evaluated. Polyoxymethylene (POM), poly(methyl methacrylate) (PMMA), polyvinyl chloride (PVC), glass and silicone (2-component silicone rubber) were all tested. Subsequently TEHVs were visualized in the various PMMA bioreactors available in our group. All systems allowed for two possible ultrasound probe locations from the side of the chamber and from the directly above the valve. The thickness of the bioreactor components varied between 5 and 15 mm. The geometric orifice area (GOA) of a TEHV was measured by both ultrasound (n=6) and optical (n=6) means and then compared. The possibility to vary the probe location, the probe type and the ultrasound mode provided a variety of views and information. The selected probe type and the angle between the beam and the flow in the bioreactor were specified for each application.

Ergebnis

The material suitability test showed that it was possible to obtain images through all tested materials, however glass presented high noise and capture complexity. The GOA comparison between optical and US monitoring in our PMMA bioreactors was quantified as 2.07 ± 0.03 cm2, and 2.05 ± 0.04 cm2, respectively. A 4.2mm US measurement of leaflet coaptation was demonstrated. Cell-mediated leaflet tissue contraction of 45% was measured over the 21 day conditioning period of a fibrin based valve. Doppler imaging in CFI mode was performed and its potential benefits to TE valve development were demonstrated in producing images to help TAVI design optimization. PWD mode was used to visualize flow profile and the flow velocity showing a systolic phase equivalent to 35% of the cycle duration with a peak velocity of 1.75 m/s. The dynamic performance of TEHVs in the bioreactor was further evaluated by M-mode which measured valve opening and closing times of 0.04 s and 0.01 s, respectively.

Schlussfolgerung

In this study we have shown the potential benefits of applying ultrasound monitoring to TEHV evaluation. Through the variety of US modes discussed, information key to the development of a successful TEHV can be acquired if applied to an appropriately designed bioreactor. Information such as coaptation length and effective cusp height and shape, are recognized clinical indicators of valve implant success and are only accessible through such US monitoring. The use of ultrasound monitoring in conjunction with optical monitoring, can offer TEHV developers a more complete non-destructive and non-invasive analysis of TEHVs function. The ability to visualize tissue shrinkage, assess flow profiles, analyze leaflets behavior can further accelerate improvements in the design and conditioning of TEHVs.

P 35

"From bench to bed-side" - Präklinische und klinische Ergebnisse mit der mikrostrukturierten Nervenleitschiene "Neuromaix" zur peripheren Nervenregeneration

S. van Neerven (Aachen/DE), K. G. Claeys (Aachen/DE; Leuven/BE), L. Olde-Damink (Herzogenrath/DE)
A. Sudhoff, S. Schrading (Aachen/DE), J. B. Schulz (Aachen/DE; Leuven/BE), J. Weis
N. Pallua (Aachen/DE), A. Bozkurt (Aachen, Frankfurt am Main/DE)

Fragestellung

Einleitung: Periphere Nervendefekte stellen eine Herausforderung in der Rekonstruktiven Chirurgie dar. In den letzten Jahren wurde eine Vielzahl bioartifizieller Nervenersatzverfahren entwickelt. Trotz enormer Anstrengungen in der translationalen Forschung ist die klinische Anwendung und Akzeptanz von sog. „Nervenröhrchen“ oder alloplastischer Nerven limitiert. . Nach über 12 Jahren Entwicklungsarbeit stellen wir im Folgenden präklinische (in-vitro und in-vivo) sowie klinische Ergebnisse mit der mikrostrukturierten Nervenleitschiene "Neuromaix" vor. Das Ziel der First-in-human Studie sind erste Aussagen zu Sicherheit und Wirksamkeit von Neuromaix bei der Behandlung sensibler Nervendefekte. Wir stellen das modifizierte N. suralis-Nervenbiopsie als standardisiertes und reproduzierbares klinisches Implantationsmodell zur translationalen Erprobung von bioartifiziellen Nervenleitschienen vor.
Methoden: Neuromaix ist eine biodegradierbare kollagene Multikomponenten Nervenleitschiene bestehend aus einer inneren mikrostrukturierten Komponente mit longtudinaler Porenstruktur (PeriMaix) und einer äußeren Komponente als Hüllstruktur (Epimaix).

Material und Methode

Methoden: Neuromaix ist eine biodegradierbare kollagene Multikomponenten Nervenleitschiene bestehend aus einer inneren mikrostrukturierten Komponente mit longtudinaler Porenstruktur (PeriMaix) und einer äußeren Komponente als Hüllstruktur (Epimaix).
1) Präklinische Studie: Am N. ischiadicus Modell der Ratte (Defektstrecke: 2cm) haben wir über einen Zeitraum von 12 Wochen Neuromaix mit dem kommerziell erhältlichen Nervenröhrchen Neuragen (NeuraGen®) in-vivo verglichen; die autologe Nerventransplantation diente als Kontrolle. Untersuchungsmethoden beinhalteten u.a. histomorphometrische und funktionelle Untersuchungen (Elektrophysiologie, retrograde Tracingstudien etc).

2) Klinische Anwendung: Die klinische Erprobung erfolgte am modifizierten N. suralis-Nervenbiopsie-Modell. Nach Genehmigung durch die BfArM und die Ethikkommission wurde NeuroMaix bei n=20 Patienten nach einer Nervenbiopsie (2cm) bei Patienten mit unklarer Polyneuropathie implantiert. Anschließend erfolgte die sofortige Rekonstruktion des entstandenen Nervendefektes mit Neuromaix. Nachuntersuchungen erfolgten im intraindividuellen Vergleich präoperativ sowie bis zu 12 Monaten unter Verwendung multimodaler Untersuchungstechniken: Nozizeption, statische/dynamische 2-Punkte-Diskrimination, Semmes-Weinstein Test, Thermozeption, Stimmgabeltest sowie Ultraschalluntersuchungen.

Schlussfolgerung

Ergebnisse: Die präklinischen Untersuchungen ergaben strukturell und funktionell eine erfolgreiche Überbrückung des Nervendefektes durch Neuromaix. Histologisch konnte ein gerichtetes axonales Wachstum mit myelinisierten Axonen und charakteristischen Ranvier’schen Schnürringen nachgewiesen werden. Das klinische N. suralis Nervenbiopsie Modell stellte sich als klinisch sicheres Modell zur Implantation dar. Es zeigte sich bei allen Patienten eine regerechte Wundheilung. Sonographische und klinische Untersuchungen zeigten das Voranschreiten des Hoffmann-Tinel Zeichen von proximal nach distal bis zur Reinnervation des initial asensiblen Areals an der Fußaußenkante (Versorgungsgebiet N. suralis).
Schlussfolgerungen: Präklinische und klinisch zeigte sich eine hohe Biokompatibilität der biodegradierbaren Nervenleitschiene. Klinisch zeigte sich eine sichere Anwendung mit einer regelrechten Wundheilung. Sowohl präklinisch als auch klinisch konnte eine effiziente und gerichtete Nervenregeneration zur Überbrückung von überkritischen Nervendefekten ohne Zusatz von Zellen oder Wachstumsfaktoren nachgewiesen werden.

P 36

Klinische Pilotstudie zur Prüfung der Machbarkeit und Akzeptanz eines Biofeedbacksystems zur Unterstützung der teilbelastenden Mobilisation

V. David, M. Forjan, A. I. Tkachenko Bril (Wien/AT)

Fragestellung

Die Wiederherstellung der körperlichen Funktionsfähigkeit ist das Ziel der medizinischen Rehabilitation. In der Rehabilitation nach Frakturen oder Operationen der unteren Extremitäten sind Einschränkungen in der Belastungsfähigkeit für definierte Zeiträume zu berücksichtigen, eine frühe Teilbelastung kann aber eine unfallchirurgisch vorgegebene Maßnahme sein. Das Erlernen der vorgegebenen Teilbelastung erfolgt meist durch Einüben des erlaubten Auftrittsgewichtes auf einer Bodenkontaktwaage und unterstützend durch verbale Instruktionen. [1] Von knapp 90% der PatientInnen wird die vorgegebene Teilbelastung jedoch erheblich überschritten. Besonders während des Gehens kann nicht überprüft werden ob und in welchem Verhältnis das Auftrittsgewicht eingehalten werden kann, da es keinen Feedbackmechanismus gibt [2]. Mithilfe eines Biofeedbacksystems, bestehend aus einer instrumentierten Einlegesohle und einer Android-Applikation, soll der/dem AnwenderIn Live-Feedback während der teilbelastenden Mobilisation gegeben werden. Daher wird im klinischen Umfeld dieses Biofeedbacksystem auf Machbarkeit und Akzeptanz getestet.

Material und Methode

In dieser orthopädischen Einlegesohle sind vier Drucksensoren verbaut, deren Daten per Bluetooth an eine Android-Applikation gesendet werden. Die Daten können in der entwickelten Applikation visualisiert und aufgezeichnet werden. Bei Überschreiten eines individuell gesetzten Schwellenwertes wird ein akustisches und/oder taktiles Feedback ausgegeben. Zehn PatientInnen nach Frakturen der unteren Extremitäten, die zur Rehabilitation stationär aufgenommen werden und eine teilbelastende Mobilisation verordnet bekommen haben, werden in die klinische Pilotstudie eingeschlossen. Die PatientInnen führen die Teilbelastung auf einer Gangstrecke mit dem Biofeedbacksystem einmal ohne und einmal mit Feedbackfunktion durch. In den ersten Tagen der stationären Rehabilitation finden die Messungen an drei möglichst aneinander folgenden Tagen statt. Die letzten Messungen werden kurz vor der Entlassung durchgeführt. Nach dem letzten Termin werden die PatientInnen und behandelnden ÄrtzInnen gebeten, einen Fragebogen, angelehnt den System-Usability-Scale [3], zur Nutzbarkeit und Akzeptanz auszufüllen.

Ergebnis

In dieser klinischen Pilotstudie soll gezeigt werden, dass es mit dem entwickelten Biofeedbacksystem möglich ist, PatientInnen bei der Durchführung der teilbelastenden Mobilisation während der stationären Rehabilitation nach Frakturen im Bereich der unteren Extremitäten zu unterstützen. Primäres Ziel ist eine Reduktion der Anzahl an Schritten bei denen der Belastungsbereich überschritten wird. Daher soll gezeigt werden, ob und in welchem Ausmaß die Anzahl an fehlbelasteten Schritten mithilfe des Biofeedbacksystems reduziert werden kann. Die Annahme ist, dass durch die Anwendung des Systems die Anzahl der fehlbelasteten Schritte, sowie die mittlere Maximalbelastung reduziert werden können. Diese Annahmen werden für jede/n PatientIn individuell überprüft. Die Änderungen der Parameter Anzahl der fehlbelasteten Schritte und mittlere Maximalbelastung werden über den Verlauf der Studie analysiert. Parallel wird die Usability des Systems evaluiert.

Schlussfolgerung

Das bisherige Procedere des Erlernens der Teilbelastung beinhaltet kein Feedback während des Gehens. Mithilfe des vorgestellten Biofeedbacksystem könnte es den PatientInnen erleichtert werden, die vorgegebene Belastung nicht zu überschreiten. Die PatientInnen werden voraussichtlich durch ihre physischen Fähigkeiten eine heterogene Gruppe bilden, weswegen keine generellen Aussagen für die Grundgesamtheit entsprechender PatientInnen getroffen werden können. Aufgrund dessen wird jede/r PatientIn für sich als geschlossene Einheit betrachtet werden und jede Veränderung der erhobenen Parameter auf seine/ihre eigenen Daten bezogen. Vorstudien mit gesunden ProbandInnen haben gezeigt, dass Tendenzen in den Daten sichtbar sind und daher die Effektivität des Biofeedbacksystems evaluiert werden kann.

[1] R. Stangl, et al., Kontrollierte Teilbelastung unter Verwendung einer Biofeedbacksohle, Unfallchirurg, 107, 1162-1168, 2004
[2] V. Stein, B. Greitemann, Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirugie, Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 2015
[3] J. Brooke, SUS - A quick and dirty usability scale, Redhatch Consultion Ltd., Earley, 1986

P 37

A numerical evaluation of Trans Catheter Aortic Valve Implantation (TAVI) fatigue behavior in vivo.

S. Rothstock, K. Koop (Rostock/DE)

→ wurde nicht präsentiert

Postersession 6 • Frakturheilung und Implantate

Ex-vivo evaluation of a novel system for implant positioning assistance at the proximal humerus using angular stable plates

D. Knierzinger (Innsbruck/AT), J. Buschbaum (Davos/CH), M. Konschake (Innsbruck/AT)
R. G. Richards (Davos/CH), M. Blauth (Innsbruck/AT), M. Windolf (Davos/CH)

Fragestellung

Proximal humerus fractures (PHF) are the third most fractures in the elderly. Surgical treatment, especially angular stable plating, can be challenging and complications are not infrequent. Several studies reported screw perforation into the glenohumeral joint as the most frequent complication of angular stable plating. To reduce the risk of screw perforation and to decrease unwarranted variability of implant positioning using angular stable plates in PHF a novel system in implant-positioning assistance, namely X-in-One, was investigated. The aim of this cadaveric study was to compare the X-in-One system to the conventional surgical technique regarding the accuracy of implant placement, radiation time and duration of surgery.

Material und Methode

X-in-One is an implant positioning assistance based on a custom-made software application. The application is connected to a C-arm and with a temporary fixed plate (distal) two a.p. (antero-posterior) images in different angles (approx.30°) are required to calculate the virtual screw positions and –lengths according of the temporary fixed plate.
Surgeries were performed on six embalmed cadavers with non-fractured humeri to grant standardised left right pairwise comparison of both techniques. Philos standard angular stable plate instrumentations were carried out by a deltopectoral approach. The Tip-Joint-Distance (TJD) was defined to 5 mm at the X-in-One technique and estimated at the conventional technique. The TJD is described by the distance between the tip of the screw and the beginning of the cartilage surface of the proximal humerus. Validation and measurement of the TJD was achieved performing a disarticulation of the glenohumeral joint after each surgery. Investigations regarding total and intermediate surgery time as well as detection of the radiation exposure at various sections of the surgical procedures were conducted.
Paired t-tests were performed to calculate differences between the two techniques.

Ergebnis

A total of 8 proximal screws were implanted in each of the two techniques. Two joint perforations were observed at the conventional technique, none at the X-in-One technique. The mean TJD using the X-in-One technique was 5.06 ± 1.27 mm compared to the conventional technique with a mean TJD of 5.84 ± 2.57 mm (p=0.06).
The mean total surgery time of the conventional technique was 35:03 ± 06:11 min and of the X-in-One technique 21:41 ± 04:31 min (p=0.004). During screw placement 14.67 ± 5.24 fluoroscopic images were taken at the conventional technique and 2.33 ± 0.52 at the X-in-One technique (p=0.004).

Schlussfolgerung

The novel software tool resulted in a higher screw placement and less joint perforations compared to the conventional technique. Furthermore the surgery time and radiation exposure was reduced with the X-in-One technique. Further investigations applying the X-in-One system for various fracture patterns of the proximal humerus are planned.

P 39

Der Einfluss der Osteosyntheseaugmentation mittels Calciumphosphatzement auf die Stabilität am Implantat-Knochen-Interface – eine biomechanische Studie am proximalen Humerus

E. Langenmair, H. Grünewald, F. Wagner, L. Konstantinidis (Freiburg/DE)

Fragestellung

Proximale Humerusfrakturen stellen eine häufige osteoporotische Frakturentität dar. Sekundäre Frakturdislokationen infolge eines cut out bei osteoporotischer Knochenqualität werden in bis zu 10% der Fälle beobachtet. Zur Stabilitätssteigerung wurde die Augmentation von Osteosynthesen mit Polymethylmetacrylat (PMMA) entwickelt. Materialspezifische Probleme bleiben jedoch weiter ungelöst. Aufgrund günstiger Materialeigenschaften könnte Calciumphosphatzement (CPC) eine biologische Alternative zur Augmentation osteoporotischer Frakturen darstellen. Ziel der Studie ist daher die dynamische biomechanische Evaluation eines pastösen anwednungsfertigen CPC bei der Augmentation eines intramedullären Marknagels an einem Humeruskopf-3-Part Fraktumodell.

Material und Methode

An 8 Paaren humaner Leichenknochen erfolgte die osteosynthetische Stabilisierung eines standardisierten Humeruskopf-3-Part Frakturmodells mit dem Marknagel Targon PH (Aesculap) unter Verwendung von 3 Schrauben. Das Implantat wurde randomisiert in je einem Knochen der vorliegenden Paare mit CPC augmentiert. Für die Augmentation wurden kanülierte Schrauben mit seitlichen Öffnungsschlitzen angefertigt und hierüber der Gewindeteil zementiert (1ml CPC/Schraube). Nach Aushärten des CPC wurden die Humeri dynamisch axial belastet (servohydraulische Prüfmaschine Amsler 10, Zwick&Roell). Es erfolgte eine progrediente Belastungssteigerung unter ultraschall-basierter Bewegungsanayse sowie Aufzeichnung der Steifigkeit . Die Belastungserprobung erfolgte bis zum Implantatversagen, welches durch eine Zunahme der Fragmentdislokation > 5 mm (Kalottenfragment gegenüber Schaft) im Vergleich zu der vorausgegangenen Bewegungsanalyse (100 Belastungszyklen zuvor) definiert war. Der Vergleich der normalverteilten Proben wurde mit dem T-Test für unabhängige Stichproben durchgeführt, bei nicht normalverteilten Proben mit dem Mann-Whitney U-Tets. Korrelationsanalysen erfolgten bei Normalverteilung mittels Spearman's Rho.

Ergebnis

Augmentierte und nicht augmentierte Gruppen unterschieden sich nicht signifikant in der bestimmten Knochendichte ($p=0.57$). Die augmentierte Gruppe erzielte signifikant mehr Zyklen bis zum Implantatversagen ($p=0.03$). Demgegenüber war die Winkeldislokation bei 400N (größte einwirkende Kraft vor Beobachten des ersten Implantatversagens) in den augmentierten Proben signifikant geringer ($p<0.01$). Die Winkeldislokation zeigte innerhalb der nicht augmentierten Gruppe eine signifikante, starke negative Korrelation mit der Knochendichte ($p<0.01$, $r=0.96$), dieser negative Effekt einer verminderten Knochendichte wurde bei CPC-Augmentation nicht beobachtet ($p=0,66$ $r=-0,20$).

Schlussfolgerung

CPC stellt eine mögliche Alternative zur Implantataugmentation osteoporotischer Humeruskopffrakturen dar. Perspektivisch gilt es die getroffenen Beobachtungen biomechanisch in vivo zu bestätigen.

P 40

Biomechanische dynamische Vergleichsanalyse von bioresorbierbaren Pins mit Titanschraubenosteosynthesen zur operativen Stabilisierung dislozierter Radiusköpfchenfrakturen

F. C. Wagner, L. Konstantinidis, L. Hohloch, A. Bernstein, N. P. Südkamp, K. Reising (Freiburg/DE)

Fragestellung

Radiusköpfchenfrakturen repräsentieren ca. 1/3 der knöchernen Verletzungen des Ellenbogengelenkes, wobei aktuell zur Versorgung dislozierter Frakturen standardmäßig Minifragmentschrauben und -platten verwendet werden.
Zur anatomischen Rekonstruktion knorpeltragender Fragmente kommen zunehmend versenkbare, bioresorbierbare Implantate zum Einsatz um Implantatimpingement und Knorpeldestruktion zu minimieren und eventuell nötige Materialentfernungen obsolet zu machen.
In einer eigenen Vorstudie zeigte sich nach Polypinosteosynthesen unter statischer in vitro Belastung im Gegensatz zur Osteosynthese mit Titanschrauben eine signifikant geringere biomechanische Stabilität. Die produzierten Knorpeldefekte waren nach Polypinosteosynthesen hingegen hochsignifikant geringer als nach Titanschraubenosteosynthesen.
Nun war das Ziel der vorliegenden Studie die Stabilität unter dynamischer Belastung zu evaluieren um aus biomechanischer Sicht eine Aussage zur Implantatlockerung treffen zu können.

Material und Methode

Es wurde an 7 gepaarten Radii humaner Spenderpräparate standardisiert ein Mason Typ II Frakturmodell generiert und jeweils mit zwei 2,0mm Titanschrauben (Synthes, Solothurn, Schweiz) oder zwei 2,0mm Polypins (Biovision, Ilmenau, Deutschland) osteosynthetisch versorgt. Die auf 10cm gekürzten Radii wurden anschließend in PMME Zement rigide eingebettet. Die Testung erfolgte an der servohydraulischen Materialprüfmaschine Amsler HC10 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) als sinusoidaler, kraftgeregelter Druckversuch zwischen 10 und 50N. Der Druck wurde über 10.000 Zyklen mit 4 Hz axial auf das freie Frakturfragment appliziert. Als Maß für die Auslockerung wurde die Veränderung der Traversenposition bei mittlerer Belastung (30 N) über den Versuchsablauf herangezogen. Ein Konstruktversagen wurde bei einer Dislokation > 2mm angenommen. Statistisch wurden die Gruppen mittels Man-Whitney-U Test miteinander verglichen.

Ergebnis

In Gruppe A (Polypins) betrug die Auslockerung im Median 0,13mm (Minimum: 0,06mm; Maximum: 0,26mm), in Gruppe B (Titanschrauben) ergab sich ein Median von 0,08mm (Minimum: 0,04mm; Maximum: 0,33mm). Der Unterschied war nicht signifikant (p=0,39). Bei den Polypinosteosynthesen kam es bei einem Konstrukt nach 31 Zyklen zu einem Osteosyntheseversagen im Sinne eines Pinausrisses.

Schlussfolgerung

Auch wenn die osteosynthetische Versorgung von Mason II Radiusköpfchenfrakturen mit Polypins im statischen Versuchsaufbau eine geringere biomechanische Stabilität als die Versorgung mit Titanschrauben aufweist, lässt sich eine vermehrte Auslockerung unter Dauerbelastung in vitro nicht nachweisen. Polypins stellen somit aus biomechanischer Sicht nicht zuletzt vor dem Hintergrund der in unserer Vorstudie gezeigten signifikant geringeren Knorpeldefekte eine schonende Operationsalternative zu Titansschrauben ohne nötige Materialentfernung dar.

P 41

The influence of screw insertion torque on screw seizing in angular stable locking plates

S. Sandriesser, M. Greinwald, P. Varady (Murnau/DE), P. Augat (Murnau/DE; Salzburg/AT)

Fragestellung

The seizing of locking screws is a frequently encountered clinical problem during implant removal of locking compression plates (LCP) after completion of fracture healing. The aim of this study was to investigate the effect of different locking mechanisms on the seizing of locking screws. We specifically assessed the removal torque of different locking screw systems before and after cyclic dynamic loading.

Material und Methode

The seizing of 3.5 mm angular stable screws was assessed as a function of insertion torque for two different locking constructs (LOQTEQ 3.5, aap Implantate AG, Berlin, Germany and Synthes LCP 423.591, Johnson & Johnson, New Brunswick; US-NJ) realizing the locking of the screw into the plate by different locking mechanisms.

Locking screws (n = 10 for each configuration) were inserted either according to the manufacturer-recommended torque (2 Nm for aap and 1.5 Nm for Synthes) or at an increased torque of 150% (3 Nm for aap and 2.25 Nm for Synthes) to simulate an over-insertion of the screw. Half of the screws (n = 5) were removed directly after insertion and the remaining half was removed after a dynamic load protocol of 100 000 cycles at a load amplitude of 150 N at the tip of the screw. To simulate in-situ conditions all tests were conducted in saline solution.

Ergebnis

A removal of the screws directly after insertion at the manufacturer-recommended torque showed an average increase of the removal torque by 13% for aap and 2% for Synthes (Table 1). Thus the Synthes system showed a significant lower removal torque ($p=0.02$). Comparing an increased insertion torque (100% vs 150%), the aap system remained at a low value (5%), while the Synthes implant showed significantly higher removal torques (38%) ($p<0.001$).

The same trend was confirmed after dynamic loading of the implants. 100 000 cycles of cyclic loading showed no effect on the removal torque for the aap system (13% vs 18%) but led to a significantly higher removal torque for the Synthes construct (2% vs 68%) ($p<0.002$). An increased insertion torque had no significant effect on the removal torque after cyclic loading.

Schlussfolgerung

For all tested conditions the removal torque exceeded the insertion torque which confirms the possibility of screw seizing in locked plating. The main reason for the seizing of the screws appears to be exceeding the recommended screw insertion torque in particular for the Synthes locking design. Furthermore, the seizing appears to be amplified during the time period of osteosynthesis implantation by cyclic deformations occurring at the screw plate interface. Our findings strongly support the recommendation to use torque limiters for the insertion of locking screws and adhere to the manufacturer recommended insertion torques.

Abb. 1

	removal torque w/o dynamic loading		removal torque with dynamic loading	
	manufacturer-recommended insertion torque (100%)	increased insertion torque (150%)	manufacturer-recommended insertion torque (100%)	increased insertion torque (150%)
aap	13% ± 6%	5% ± 11%	18% ± 15%	21% ± 8%
Synthes	2% ± 5%	38% ± 11%	68% ± 22%	40% ± 18%

Postersession 7 • Ganganalyse II

P 42

Auswirkungen der Hilfsmittelwahl auf das Gangbild von Patienten nach erstmaliger lumbaler Fusionsoperation über ein bis drei Bewegungssegmente

A. Kranzl, C. Thalhamer, E. Scheibenreif, L. Panzenböck, M. Ogon, A. Kranzl, C. Thalhamer, E. Scheibenreif
L. Panzenböck, M. Ogon (Wien/AT)

Fragestellung

Ein Ziel nach Fusionsoperationen ist die rasche Wiedergewinnung der Mobilität des Patienten. Grundsätzlich gilt, dass Patienten nach lumbalen Fusionsoperationen nicht auf Hilfsmittel angewiesen sein sollten. In der Praxis hat es sich allerdings als ratsam erwiesen, wenn Patienten in den ersten Tagen nach der Operation ein Hilfsmittel verwenden. Dafür gibt es drei Gründe. Erstens gibt ein Hilfsmittel dem Patienten in den ersten Tagen Sicherheit beim Gehen (z. B. durch Vergrößerung der Unterstützungsfläche). Zweitens kann durch den frühen post-operativen Gebrauch von Hilfsmitteln gezielter an der Oberkörperaufrichtung während des Gehens gearbeitet werden. Drittens sollten Patienten nach Fusionsoperationen vermeiden, den operierten Bereich zu bewegen oder übermäßig zu belasten.
Die daraus entstehende Fragestellung lautet: Welche Auswirkung hat die Hilfsmittelwahl (Krücken, Rollator anterior, Rollator posterior) auf das Gangbild speziell in den Oberkörperbewegungen sagittal und frontal von Patienten nach lumbaler Fusionsoperationen?

Material und Methode

Die prospektiv durchgeführte Studie inkludiert 24 Personen (12 männliche, 12 weibliche, Alter Ø 59,3 Jahre) nach erfolgter Fusionsoperation. Die Patienten wurden präoperativ auf die Hilfsmittel eingeschult. Folgende Einschlusskriterien mussten erfüllt sein: Alter zwischen 20 und 70 Jahren, Frauen und Männer, geplante, erstmalige, elektive lumbale Fusion (lumbar interbody fusion) über ein bis drei Bewegungssegmente (Etagen). Ausschlusskriterien: Zentrale neurologische Erkrankungen, Neurologische Grunderkrankungen, Akute Traumata mit Frakturen, psychiatrische Diagnosen. Am 5-6 Tag postoperativ wurde eine dreidimensionale Ganganalyse mit folgenden 4 Konditionen randomisiert durchgeführt (frei Gehen - FG, posterior Rollator - PR, anterior Rollator - AR und mit 2 Unterarmstützkrücken - UK). Neben den Zeit-Weg - Parametern dient die Oberkörperbewegung in den drei Bewegungsebenen als Zielparameter. Statistisch sind die Daten mit einer einfachen Varianzanalyse mit Messwiederholung und Bonferroni Korrektur analysiert worden.

Ergebnis

Insgesamt erfüllten 34 Personen die Einschlusskriterien, davon lehnten 8 Personen eine Teilnahme an der Studie ab, 2 Personen konnten aufgrund postoperativer Komplikationen nicht an der Studie teilnehmen. Die frei gewählte Ganggeschwindigkeit und Kadenz lag beim FG am Höchsten und beim Gehen mit den UK am Niedrigsten. Signifikante Unterschiede zeigten sich bei alle Konditionen zueinander bis auf die beiden Rollatorversuche. Sagittal besteht eine signifikante Vorneigung des Oberkörpers beim Gehen mit dem AR im Vergleich zu den anderen Konditionen. Die geringste Vorneigung besteht beim FG. Der größte Bewegungsumfang (ROM) besteht beim Gehen mit den UK, signifikant zu allen anderen Konditionen. Im ROM zeigt der PR den niedrigsten Wert. Signifikant im ROM unterscheiden sich die Konditionen mit Rollator zu den beiden anderen. Keine Unterschiede sind im Mittelwert der frontalen und transversalen Oberkörperbewegung festzustellen. Im ROM weist der niedrigste Wert der AR gefolgt vom PR auf (kein signifikanter Unterschied). Die beiden anderen Konditionen unterscheiden sich signifikant von den Konditionen mit Rollator.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse zeigen den größten ROM im Oberkörper in allen drei Ebenen beim Gehen mit den Krücken. Transversal liegt der ROM beim Gehen sagittal und transversal am niedrigsten. Das Gehen mit Rollator verursacht die geringsten Oberkörperbewegungen und würde als Empfehlung für das postoperative Gehen zu sehen sein. Leichte aber nicht signifikante Vorteile sind hinsichtlich der Oberkörperbewegung für den posterioren Rollator im Vergleich zum anterioren Rollator festzustellen.

P 43

Reliability of upper limb and scapular kinematics in healthy young adults

D. North, R. Wegener, T. Gawliczek, V. Zdravkovic, B. Jost (St. Gallen/CH)

Fragestellung

In clinical settings, the range of motion of the shoulder complex is usually measured with a handheld goniometer. However, using this method, the movements in all three planes throughout the range of motion cannot be adequately described. Using three-dimensional motion analysis systems, upper limb movement can be recorded during motion tasks. Reliability of these measurements are critical for defining meaningful differences between measurements. The aim of this study was to assess the reliability of an upper limb model - especially of the scapulothoracic joint - during standardized motion protocols in healthy adult participants.

Material und Methode

The kinematics of the trunk, shoulder (upper arm relative to the trunk), scapula (scapula relative to the trunk) and elbow (forearm relative to the upper arm) were measured with the U.L.E.M.A. model [1] for 40 shoulders (20 healthy subjects (Ø 27.1 ± 4.0 years)) three times per shoulder on two different days (seven-day interval). To determine the intra- and interrater reliability, one examiner measured the subjects on both days and another examiner only on one day. Five motion tasks (abduction (AB), flexion (FL), extension (EX), internal (IR) and external rotation (ER)) were performed and for each task three valid movement cycles were used for further analysis. Intraclass correlation (ICC) with 95% confidence interval (CI) and the Standard error of Measurement (SEM) at the point of maximum movement were calculated and used as reliability measures.

Ergebnis

13 of 85 intrarater ICC values were below 0.6. Intrarater ICC values below 0.6 were found for the scapula pro-retraction at AB for both sides and mediolateral rotation at FL and ER for the right side. Additionally, 17 of 85 interrater ICCs were below 0.6. Low interrater ICC values were found for pro-retraction at EX and FL and scapula tilt at EX for the left side. Right shoulder rotation at AB also had low intra- as well as interrater ICCs. Relative to the mean, high SEM values were found for trunk lateral flexion and rotation for all motion tasks and scapula tilt at AB and mediolateral rotation at EX and IR.

Schlussfolgerung

In general, all scapular values had high ICC values for intra- and interrater comparison. However, there is a high range of 95% CI especially at AB and FL. The point of maximum movement for both was above the head with apparently lower reliability of the scapula kinematics. Generally, the results for the shoulder movement in all three planes during all motion tasks show a high reliability. Differences between the left and right side were interpreted as random errors. The reliability of our measurements was comparable to the results of Jaspers et al. [1]. However, confidence intervals were not presented there.

[1] Jaspers E et al. (2011). Gait & Posture 33, 279-285

Abb. 1

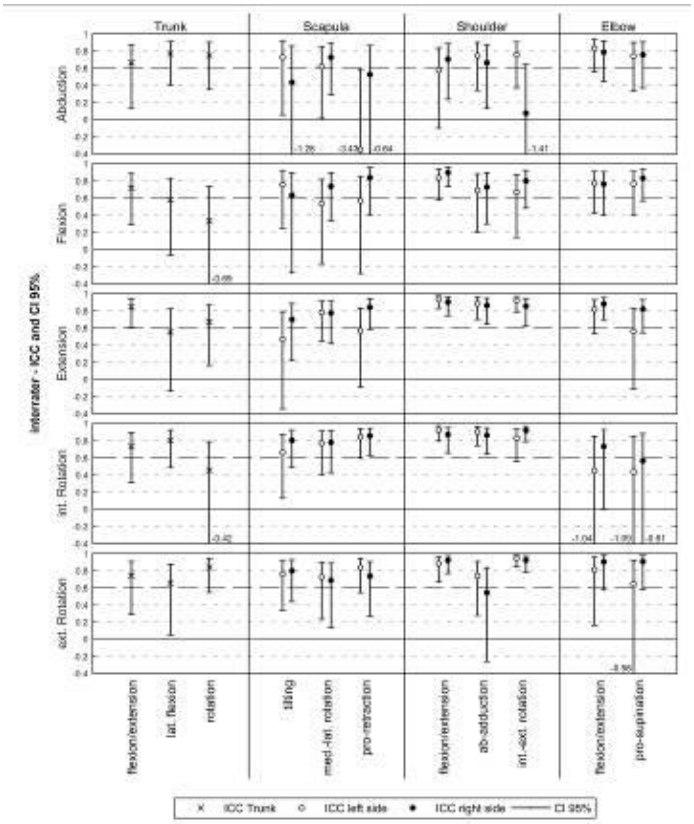
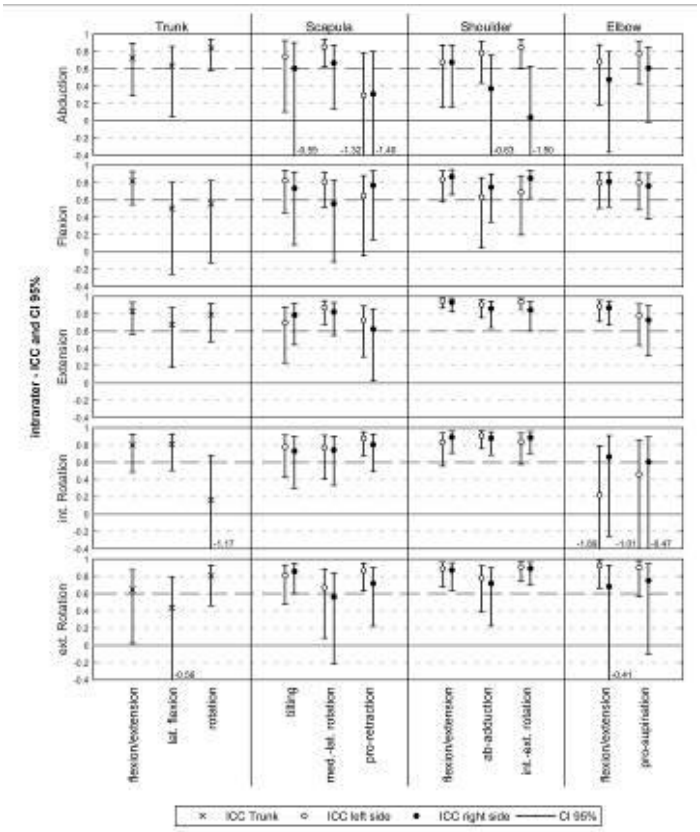

Trunk
Scapula
Shoulder
Elbow
Abduction
Flexion
Extension
int. Rotation
ext. Rotation
Interrater - ICC and CI 95%
flexion/extension
lat. flexion
rotation
tilting
med.-lat. rotation
pro-retraction
flexion/extension
ab-adduction
int.-ext. rotation
flexion/extension
pro-supination
ICC Trunk
ICC left side
ICC right side
CI 95%

Abb. 2


Trunk
Scapula
Shoulder
Elbow
Abduction
Flexion
Extension
int. Rotation
ext. Rotation
Intrarater - ICC and CI 95%
flexion/extension
lat. flexion
rotation
tilting
med.-lat. rotation
pro-retraction
flexion/extension
ab-adduction
int.-ext. rotation
flexion/extension
pro-supination
ICC Trunk
ICC left side
ICC right side
CI 95%

P 44

Evaluation der lokalen dynamischen Stabilität basierend auf multiplen Gangstrecken

D. Hamacher (Magdeburg/DE), D. Hamacher (Jena/DE), L. Schega (Magdeburg/DE)

Fragestellung

Der bipedale Gang sichert die eigenständige Bewältigung vielfältiger Bewegungsaufgaben. Wird die Gehbewegung stabil durchgeführt, ermöglicht sie im hohen Alter die unabhängige Partizipation am Lebensalltag. Ein instabiles Gangbild wird jedoch mit erhöhtem Sturzrisiko assoziiert. Die lokale dynamische Stabilität (lds) quantifiziert die Gangstabilität und bewertet, wie robust das sensomotorische System auf interne (z. B. neuromuskuläre) und externe Störungen reagiert (Bruijn, Meijer, Beek, & Van Dieën, 2013). Eine Voraussetzung zur reliablen Bewertung der lds ist die Erfassung von kinematischen Zeitreihen mit hinreichender Anzahl aufeinanderfolgender Gangzyklen (Bruijn et al., 2009). Aus diesem Grund wurde die lds überwiegend beim Gehen auf dem Laufband oder beim Gehen auf längeren Gangstrecken registriert. Insbesondere für den Einsatz im klinischen Setting wäre die Analyse der Gangstabilität auf multiplen kürzeren Gangstrecken (z. B. Gehen auf einem Flur) interessant. Die vorliegende Studie geht der Frage nach, in wieweit die Analyse der lds basierend auf Zeitreihen von multiplen Gangstrecken zu vergleichbaren Ergebnissen führt.

Material und Methode

In einer randomisierten Cross-Over-Studie wurde die Gangstabilität von 14 älteren Menschen (5 männlich, 9 weiblich; Alter: 70 ± 5 Jahre) beim Gehen auf einer 130 m langen Gangstrecke sowie beim Gehen von multiplen 20 m-Strecken erfasst. Dazu wurden Inertialsensoren (MTw, Xsens Technologies B.V., Enschede, The Netherlands) auf den Fußrücken sowie am Thorax (in Höhe des Sternums) der Probanden appliziert. Die kinematischen Daten der ersten und letzten 2,5 m jeder Gangstrecke wurden in der nachfolgenden Datenanalyse nicht berücksichtigt. Die initialen Fersenkontakte von 150 Doppelschritten mit einem evaluierten Algorithmus identifiziert (Hamacher et al., 2014) und anschließend der größte Lyapunov Exponent mit dem Algorithmus nach Rosenstein (Rosenstein et al., 1993) berechnet. Für den Vergleich der lds-Werte basierend auf der langen Gangstrecke im Vergleich mit den multiplen kurzen Gangstrecken wurden der Bias, die Limits of Agreement sowie der Intraklassenkorrelationskoeffizient ermittelt. Um mögliche Unterschiede zu ermitteln, wurde ein t-Test für abhängige Stichproben gerechnet.

Ergebnis

Die lds Werte unterschieden sich nicht signifikant ($p = .215$). Der Vergleich der lds-Werte basierend auf der langen Gangstrecke vs. multipler kurzer Gangstrecken ergab einen Bias von 0,030, Limits of Agreements von 0,168 sowie einen ICC von 0,77.

Schlussfolgerung

Die Daten dieser Studie zeigen, dass die Gangstabilität (lds) anhand von multiplen kürzeren Gangstrecken hinreichend gut abgebildet wird. Da die lds u. a. aus Rohdaten von Inertialsensoren berechnet werden kann, ist eine zeit- und kostenreduzierte Analyse der Gangstabilität auch im praktischen Einsatz denkbar. Das Screening zur Einschätzung des Sturzrisikos sei als ein Anwendungsfeld der Methodik beispielhaft genannt.

P 45

Ein alternatives Hüftmarkerset zur Stabilisierung des Längenvektors zwischen Sacrum und Hüftgelenkzentrum

S. Durstberger, A. Kranzl (Wien/AT)

Fragestellung

Bei der Bestimmung der Hüftgelenkzentren in biomechanischen Modellen in der Ganganalyse kann es aufgrund der Tatsache, dass sie durch verschiedene Parameter berechnet werden, zu Fehlern kommen. Ungenauigkeiten bei der Detektion der Spina iliaca anterior superior (ASIS) Markern, durch Haut und Gewebeverschiebungen können auftreten. Das Becken wird als eine rigide Einheit modelliert, dürfte sich der Abstand zwischen Sacrum Marker und Hüftgelenkzentrum nicht ändern. Eine zuvor durchgeführte retrospektive Studie zeigte, dass sich dieser Abstand bis zu 19,7 mm während eines Gangzyklus ändern kann. Borhani et al. (2013) beschrieb, dass ein alternatives Markerset (aM) für das Beckensegment die Reproduzierbarkeit bei übergewichtigen Personen in Bezug auf die Hüftkinematik steigert. Das Ziel dieser Arbeit ist es zu bestimmen, ob dieses aM zu einer Stabilisierung des Abstandes zwischen Sacrum Marker und Hüftgelenkzentrum führt, und welche Auswirkung dies auf die kinematischen und kinetischen Parameter der unteren Extremitäten hat.

Material und Methode

Bei dieser Studie nahmen 47 Person teil (Alter: 28,1 ±18,2 Jahren; BMI: 25,7 ± 6,4 kg/m³). Diese Personen wurden nach ihrem BMI in drei Gruppen unterteilt (Gruppe A: BMI < 25, n = 25; Gruppe B: 25 < BMI < 30, n = 10; Gruppe C: 30 < BMI, n = 12). Es wurde das Cleveland Clinical Markerset (CCM) verwendet, und zusätzlich ein Cluster am Sacrum angebracht. Dieser Cluster bestand aus 3 Markern auf einer rigiden Platte. Die ASIS Marker wurden für das aM mit einem Pointer bestimmt. Der Abstand des Hüftgelenkes zum Sacrum wurde in einer statischen stehenden Position bestimmt, und diente als Referenzwert für die Abweichungen in den dynamischen Messungen über einen Gangzyklus. Der Längenvektor zwischen Sacrum und Hüftgelenk wurde sowohl bei dem CCM, als auch bei dem aM bestimmt. Die Verläufe der Abstandsänderung wurden für jede Gruppe gemittelt und die Standardabweichung gebildet. Um die kinetischen und kinematischen Parameter des CCM mit dem aM zu vergleichen, wurde das Statisitical Parametric Mapping (SPM) Tool spm1d für Python verwendet. Bei SPM wurde der zweiseitig gepaarte T-Test verwendet. Alle Aufnahmen erfolgten mit Nexus 2.2.3. Die Auswertung erfolgte in Matlab 2011b und in Python.

Ergebnis

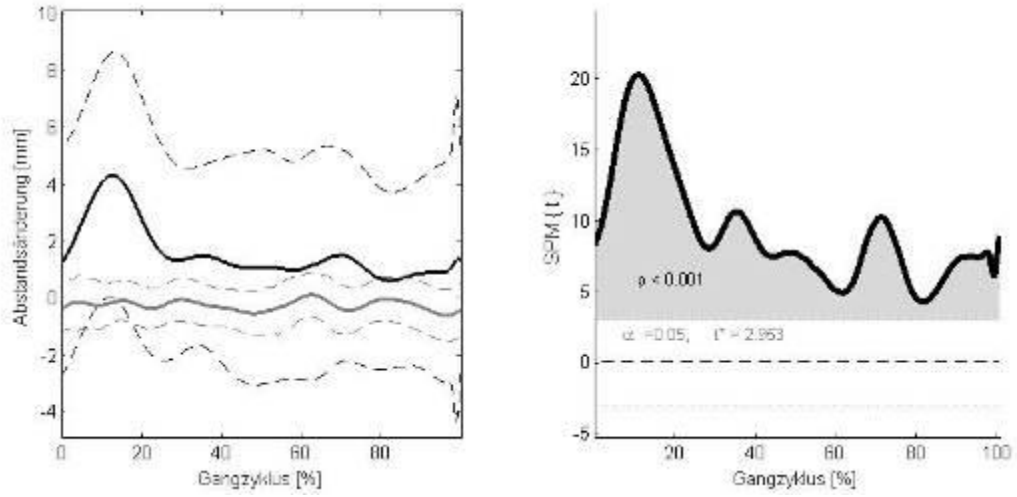
Die Mittelwerte (MW) der Abstandsänderung von Gruppe 1 betrugen mit dem CCM bei initialen Bodenkontakt (IC) -2,48 ± 3,69 mm und mit dem aM -0.88 ± 1,57 mm. Beim Toe-off (TO) waren es 0,06 ± 3,53 mm (CCM) und -0,5 ± 1,87 (aM). Bei der SPM zeigt sich bei einem Alpha von 0,05 ein signifikanter Unterschied ($p <= 0,018$) über den gesamten Gangzyklus. Die MW der Verläufe der Abstandsänderung von Gruppe 2 betrugen mit dem CCM beim IC -2,38 ± 4,38 mm und mit dem aM -0.10 ± 0,72 mm. Beim TO waren es -1,58 ± 4,98 mm (CCM) und 0,19 ± 0,69 (aM). Bei der SPM ($\alpha = 0,05$) zeigte sich zwischen 5,2% und 22,4% kein signifikanter Unterschied. Davor und danach war der Unterschied signifikant ($p < 0,001$). Bei Gruppe 3 ist der Unterschied zwischen dem CCM (IC: 0,86 ± 4,27 mm; TO: 1,31 ± 4,18 mm) und dem aM (IC: -0,43 ± 0,79 mm; TO: 0,06 ± 0,77 mm) am Größten. Bei der SPM war bei $\alpha = 0,05$ der Unterschied über den gesamten Gangzyklus signifikant ($p < 0,001$). Bei dem Vergleich der kinematischen und kinetischen Parameter, mit SPM, kam es nur bei Gruppe 3 beim Hüftwinkel frontal ($p < 0.001$) und bei der Knieleistung sagittal ($p < 0.001$) zu einem signifikanten Unterschied.

Schlussfolgerung

Bei allen 3 Gruppen zeigt sich, dass bei der Verwendung des aM eine deutliche Verringerung der Standardabweichung der Abstandsänderung im Vergleich zum CCM erzielt werden kann. In Abb. 1 ist zu erkennen, dass der MW der Verläufe mit dem aM geradliniger ist als mit dem CCM. Der SPM Vergleich hat außerdem noch gezeigt, dass sich bei allen 3 Gruppen die Verläufe der Abstandsänderung zwischen Sacrum und Hüftgelenkzentrum signifikant voneinander unterscheiden. Somit kann behauptet werden, dass es durch die Verwendung des aM zu einer Stabilisierung des Längenvektors zwischen Sacrum und Hüftgelenkzentrum kommt. Bei einem Vergleich der klinischen Daten wurde überraschend festgestellt, dass nur bei zwei Parametern ein signifikanter Unterschied besteht. Aufgrund dieser Erkenntnisse zeigt sich, dass im

klinischen Alltag kein Unterschied zwischen den beiden Methoden besteht. Jedoch eignet sich ein aM, bestehen aus einem Cluster und einem Pointer, gut für eine stabilere Hüftgelenkslage im Beckensegment. Wenn die herkömmliche Markerplatzierung am Becken erschwert oder nicht möglich ist, kann somit das aM für die Bestimmung des Beckensegments verwendet werden.

Abb. 1



P 46

Gehtraining mit Teilbelastung auf dem Anti-Schwerkraft Laufband? Analyse plantarer Druckverteilung und der vertikalen Bodenreaktionskraft

L. Niklaus, C. Mitschke, T. Milani (Chemnitz/DE)

Fragestellung

Gehtraining unter Teilbelastung auf speziellen Entlastungslaufbändern gewinnt in der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation zunehmend an Popularität. Nach einer Operation bzw. Verletzung ist meist eine genaue ärztlich vorgegebene Gewichtsbelastungsgrenze einzuhalten.
Bisherige Arbeiten mit den Laufbändern zeigen, dass bei einer eingestellten Entlastung von 70% bzw. 80% des Körpergewichts (KG) tatsächlich noch 37% bzw. 28% des KG im Stehen resultierten (MeNeil et al., 2014). Beim Gehen wurden 71% des KG bei angegebener 60% Entlastung bzw. 30% des KG bei 20% Entlastung gemessen (Cutuk et al., 2006; Eastlack et al., 2013). Hinzu kommt, dass sich die Bodenreaktionskräfte mit steigender Ganggeschwindigkeit erhöhen (Nigg, 1981).
Um die Gewichtsbelastungsgrenze nach Operationen nicht zu überschreiten ist es daher unabdingbar, entstehende Bodenreaktionskräfte bei verschiedenen Ganggeschwindigkeiten und Entlastungsstufen zu untersuchen, um Trainingsempfehlungen für die Therapie geben zu können. Weiter stellt sich die Frage, wie Entlastungsinterventionen die plantaren Druckmuster beim Gehen beeinflussen.

Material und Methode

10 gesunde Freiwillige (m:w=5:5; 22±2Jahre; 72,3±8,5kg) gingen in randomisierter Reihenfolge bei 2,5 und 4,5km/h mit je 100, 80, 60, 40 und 20% ihres Körpergewichts (KG) für je 2min auf dem Anti-Schwerkraft Laufband AlterG®. Dabei wurden mittels FastSCAN Einlegesohlen (VersaTek) plantare Druckverteilungsparameter sowie vertikale Bodenreaktionskräfte aufgenommen. Die ersten 90s dienten der Eingewöhnung an das Messsetup und die Entlastungsbedingung. Die Datenaufnahme erfolgte in den letzten 30s der jeweiligen Bedingung. Alle Probanden trugen während der Versuche das gleiche Schuhmodell (PUMA Faas500) in individueller Größe. Mit Hilfe eines Metronoms wurde die Schrittfrequenz konstant gehalten. Die Auswertung der plantaren Druckverteilungsdaten erfolgte anhand einer sechs Masken-Einteilung: Ferse, Mittelfuß, medialer und lateraler Vorfuß, Hallux und Zehen 2-5 (s. Abb. 1). Je nach Verteilung der Daten wurden zur statistischen Analyse die ANOVA mit Messwiederholung oder der Friedmanntest angewandt. Die Aufteilung der Fußsohle in 6 Masken erforderte eine Bonferroni-Anpassung, weshalb das Signifikanzniveau auf $\alpha = 0{,}0083$ gesetzt wurde.

Ergebnis

Der 1. Peak der vertikalen Bodenreaktionskraft lag bei 4,5km/h mit 50,2(±13,1)% des KG bei der 40% Entlastungsbedingung und mit 37,1(±17,1)% bei der 20% Entlastungsbedingung im Mittel deutlich über der Entlastungsangabe.
Die Bodenkontaktzeit verringerte sich bei beiden Ganggeschwindigkeiten mit steigender Entlastung. Bei 2,5km/h verkürzte sie sich signifikant von 1,02 (±0,09ms) bei 100% KG auf 0,9 (±0,1ms) bei 20% KG ($p=0{,}007$). Bei 4,5km/h verringerte sich die Bodenkontaktzeit von 0,73 (±0,05ms) bei 100% KG auf 0,63 (±0,08ms) bei 20% KG.
Der maximale Spitzendruck (P_max) in der Ferse reduzierte sich bei 4,5km/h ab 60% KG signifikant ($p<0{,}005$; s. Abb. 1). Im medialen Vorfuß, Hallux und in den Zehen verringerte sich P_max signifikant ab 40% KG ($p<0{,}002$), im Mittelfuß und lateralen Vorfuß ab 20% KG ($p=0{,}000$). Bei 2,5km/h zeigten sich signifikante P_max Unterschiede in allen Arealen zwischen 100% und 40% KG ($p<0{,}007$), sowie zwischen 100% und 20% KG ($p<0{,}001$; s. Abb. 1).
Die Analyse der plantaren Druckverteilung zeigte mit ansteigender Entlastung sinkende Belastung in allen Arealen des Fußes, v.a. jedoch im Bereich des Mittelfuß (s. Abb. 2).

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse zeigen, dass mit erhöhter Entlastungsstufe die plantaren Spitzendrücke in allen Fußarealen geringer werden und eine Verlängerung der Flugzeit auftritt, obwohl die Schrittfrequenz mittels Metronom vorgegeben wurde. Eine Veränderung der Fußkinematik vom Rückfußlaufen zum Vorfußlaufen konnte für beide Geschwindigkeiten nicht beobachtet werden (s. Abb. 2).

Die Funktionalität des Anti-Schwerkraft Laufbands kann mit dieser Studie also bestätigt werden.

Dennoch ist auffällig, dass die Variabilität der der Daten mit steigender Entlastung abnimmt. Dies ist besonders in der 20% Bedingung sichtbar (s. Abb. 1). Möglicherweise verhindert die hohe Gewichtsentlastung die Ausprägung eines individuellen Gangmusters.

Für ein Gehtraining bei vorgegebener Teilbelastung (v.a. 20kg und u.U. 40kg TB) sollte die Gewichtsentlastung jedoch großzügig gewählt werden, denn die Bodenreaktionskraft bei den 40% und 20%KG Bedingungen überstieg vor allem bei schnellem Tempo die angegebene Entlastung deutlich.

Abb. 1

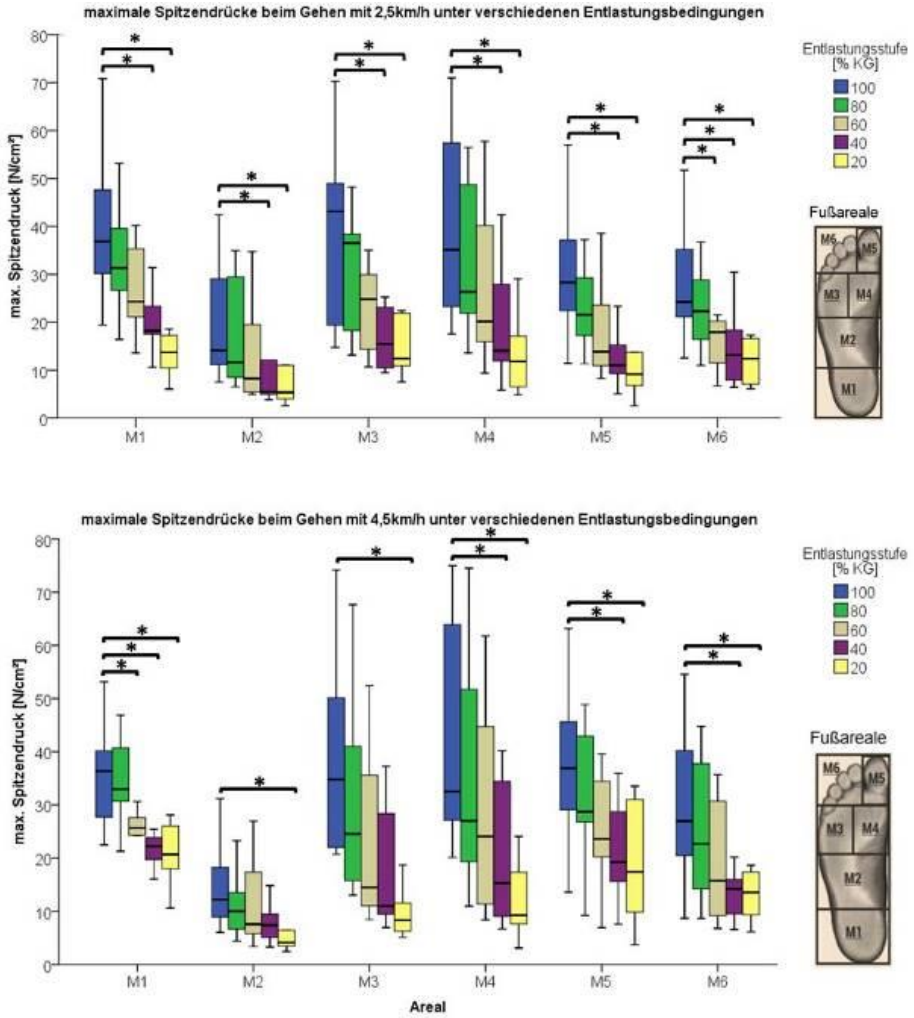


Abb. 1: Maximale Spitzendrücke in den sechs Arealen beim Gehen mit 2,5 km/h (oben) und 4,5km/h (unten).
* gibt einen signifikanten Unterschied zur 100%KG Bedingung an.

Abb. 2

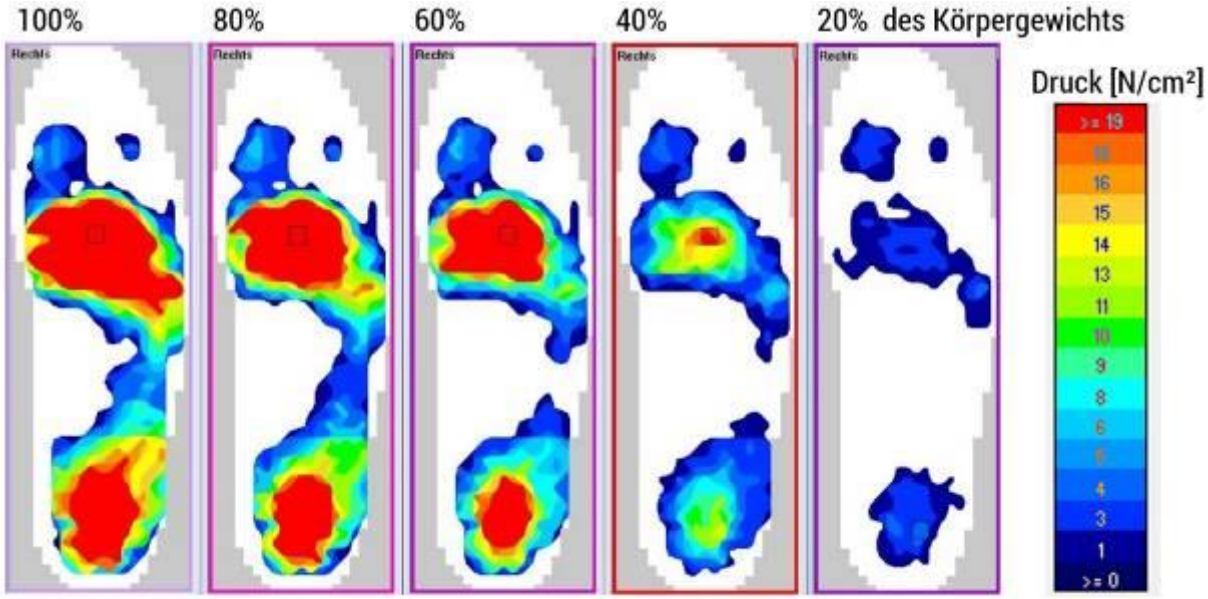


Abb. 2: Maximaldruckbilder eines Probanden bei 4,5km/h und den 5 Entlastungsbedingungen

0150 - Vortrag

Gang- und Bewegungsanalyse

P 47

Der Einfluss der Fußkinematik des paretischen Fallfußes auf die FES: Eine Fallstudie

A. Thomann, O. Umbach, K. E. Tecante G., K. Daniilidis, D. Yao, H. Windhagen, E. Jakubowitz (Hannover/DE)

→ wurde nicht präsentiert

P 48

Orthesenversorgungen nach Multi-Level-OP – Effekte auf die Kinematik und Raum-Zeit-Parameter

T. Kunz, M. Schwarze, J. Block, S. I. Wolf, A. Merkur (Heidelberg/DE)

Fragestellung

Die Behandlung mit Unterschenkelorthesen (Ankle Foot Orthoses / kurz AFO)Sprunggelenksorthesen ist ein etabliertes Therapiekonzept bei gehfähigen Kinder und Erwachsenen, die an Cerebralparese (ICP) erkrankt sind [1]. In der Vergangenheit wurden viele positive Effekte beschrieben. Zusammengefasst zeigen die Daten aus der Literatur bspw. einen energieeffizienteren Gang, eine bessere Schwungfreiheit während des Gehens und, eine höhere Gehgeschwindigkeit [2, 3]. In der klinischen Praxis werden Orthesen auch postoperativ nach Mehretagenkorrekturen (single-event multilevel surgeries kurz SEMLS) eingesetzt. In der Regel liegt der Focus der Forschung im Outcome der Operation (bspw. SEMLS), weshalb die Patienten typischerweise ohne AFOs postoperativ untersucht werden. In dieser Studie soll deshalb untersucht werden in wie weit die Orthesenversorgung, neben der Operation einen zusätzlichen Gewinnin punkto Kinematik und Raum-Zeit-Parameter bei Kindern mit ICP bietet. Weiterhin spielt die Balancefähigkeit bei der Gangstörung eine wichtige Rolle, weshalb die Therapie oft auf die Verbesserung dieser ausgelegt wird [4, 5].

Material und Methode

Bei 31 Patienten im Alter von 5- 16 Jahren (8 Mädchen und 23 Jungen) mit GMFCSC-Level 1-3 wurde 1 Jahr nach SEML eine instrumentierte 3D-Ganganalyse mit und ohne AFO durchgeführt (T1). 4 Kinder waren mit reinen DAFOs versorgt, 19 Kinder hatten unterschenkellange fußumgreifende Orthesen mit ventraler Anlage und Gelenk(GARFO) und 8 Kinder mit DAFOs und Unterschenkeladaptation (Toe-off) . Die Orthesen waren im Mittel auf 6° Dorsalextension und 13° Plantarflexion eingestellt. Eine präoperativer standardisierte 3D-Ganganalyse (T0) und die Gehfähigkeit zumindest mit weiteren Hilfsmitteln wurden als Einschlusskriterium vorausgesetzt. Zu beiden Zeitpunkten wurden die Kinder zusätzlich klinisch untersucht. Als Normkollektiv diente eine Kohorte von 31 gesunden Kindern, die den Probanden nach BMI und Alter entsprache. Die Ergebnisse wurden mittels linear gemischtem Modell (Mittelwert, Standardabweichung, p-Wert mit Signifikanzniveau 0,05) statistisch ausgewertet

Ergebnis

Bezüglich der Raum-Zeit-Parameter konnte eine vergrößerte Schrittlänge, eine erhöhte Gehgeschwindigkeit, sowie eine verringerte Kadenz im Vergleich postoperativ Barfuss vs. Orthesen festgestellt werden. Weiterhin konnte eine verringerte Spurbreite und ein verbessertes Verhältnis Standphase/Schwungphase zur Schwungphase hin gezeigt werden. (vgl. Tab 1). Mit den Orthesen wird beim Aufsetzen des Fußes ein Fersenerstkontakt ermöglicht. Die Daten weisen eine verbesserte Aufrichtung des Beckens, sowie eine verbesserte Hüft- und Knieextension während der Standphase auf. Hinsichtlich der kinetischen Daten konnte eine Leistungszunahme im Sprunggelenk verzeichnet werden (vgl. Abb 1).

Schlussfolgerung

Orthesen zeigen einen Effekt auf das Gangbild und können nach der Operation noch bestehende Schwächen kompensieren. Die Resultate der Operation können mit den Orthesen signifikant verbessert werden. Sowohl die kinematischen, als auch die kinetischen Parameter werden durch die Orthesen positiv beeinflusst. Die Effekte sind nicht auf das Sprunggelenk beschränkt, sondern können auch an weiter proximal gelegenen Gelenken beobachtet werden. Die Kinder zeigen mit den Orthesen eine verbesserte Aufrichtung im Becken, Hüfte und Knie. Die Grenzen der Studie liegen daran, dass verschiedene Orthesentypen und Operationsmethoden zusammen betrachtet wurden, obwohl beides im Einzelfall sehr unterschiedlich war. Künftige Studien sollten sich auf einen Typ konzentrieren und diesen für sich alleine betrachten, da man zu jedem Typ ein bestimmtes Ergebnis erwartet. Weiterhin sollte man in Bezug auf die Kinetik in Hüft-Knie und Sprunggelenk noch weiter ins Detail gehen.

Abb. 1

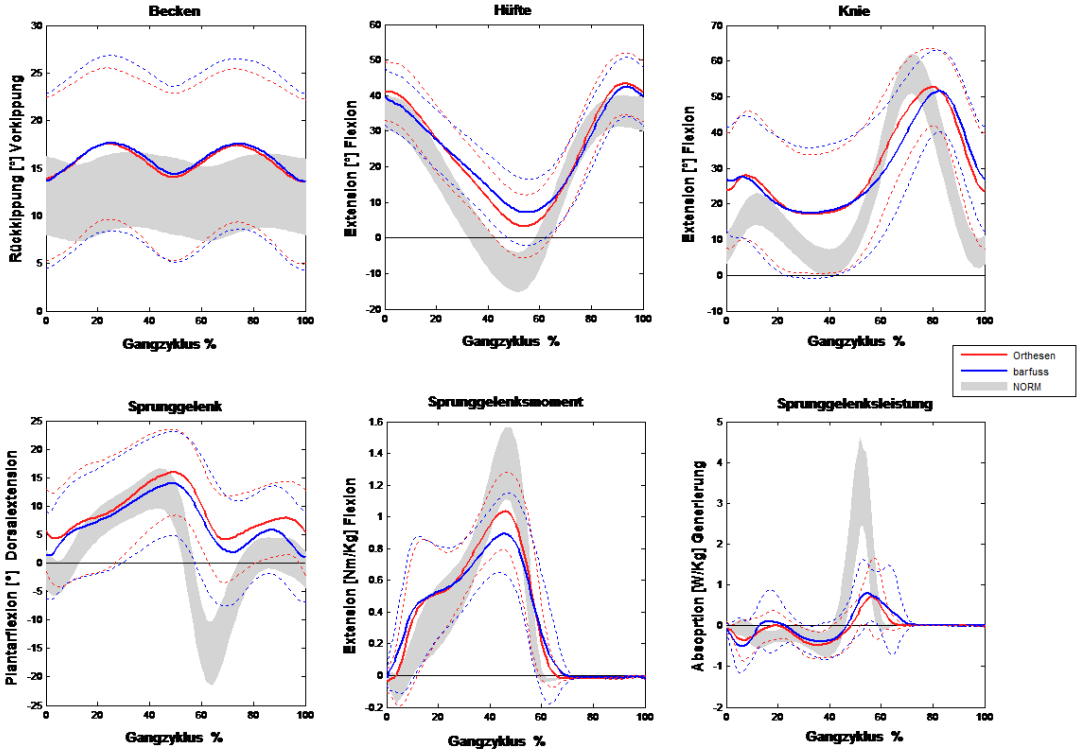


Abb. 2

	Post-OP	Orthesen	Vergleich post-OP-Orthesen Signifikanz
Schrittlänge [m]	0,37 ± 0,11	0,48 ± 0,11	< 0,001
Geschwindigkeit [m/s]	0,67 ± 0,30	0,82 ± 0,28	0,003
Spurbreite [m]	10,50 ± 8,28	10,00 ± 7,89	0,804
Cadenz [Schritte/Minute]	104,56 ± 26,88	100,49 ± 26,88	0,350
Verhältnis Standphase/Schwungphase	2,45 ± 0,89	2,09 ± 0,64	0,059
Schrittdauer [s]	0,55 ± 0,17	0,60 ± 0,17	0,334

Tabelle 1

P 49

Comparison of body weight distribution in patients with knee osteoarthritis versus healthy subjects during sit-to-stand (STS).

E. Mauricio, M. Sliepen, D. Rosenbaum (Münster/DE)

Fragestellung

Knee osteoarthritis (KOA) is a degenerative joint disease, which is the most common cause of disability in the lower extremity. Typical symptoms comprise of pain and instability on the knee. These symptoms could complicate essential activities for independent living such as sit-to-stand (STS) transfers, which expose the lower extremity joints to a heavy load.[1,2] Understanding the body weight distribution and, therefore, the amount of load in the affected side, could lead to a better insight of the functional alterations in patients with KOA. So our research question is: can different peak loads and force rates be found in KOA patients for the affected vs. the non-affected side? Furthermore, do KOA patients produce different peak loads and force rates compared to healthy subjects during the sit-to-stand motion?

Material und Methode

Clinical KOA patients, diagnosed according to the ACR Guidelines, and healthy controls that were pain free in the lower extremity were recruited for the study. Participants were asked to perform three STS transfers at a comfortable self-selected speed with their arms crossed in front of their chest. Two force platforms (Kistler, Winterthur, Switzerland) were used to capture the ground reaction forces for each leg separately (600 Hz frequency). The obtained force data was divided in three data sets: C (average of a control group healthy participants limbs), AS (more affected side of KOA patients) and NAS (not or less affected side of KOA patients). The force rate and maximum load were determined and compared between the three groups. The pain during each trial was assessed with a visual analogue scale (VAS) of 0 to 10. Statistical analysis was performed with SPSS (v 23) with $\alpha = 0.05$.

Ergebnis

Forty-two KOA patients (mean (±SD) age, height and weight 60.3 (11.7) years, 1.72 (0.09) m, 82.8 (17.9) kg) and eight healthy controls (mean (SD) age, height and weight 42.5 (17.3) years, 1.77 (0.10) m, 81.1 (12) kg) were recruited. There were no significant differences between groups for age, gender, height, weight or BMI. KOA patients achieved significantly higher maximum loads during the sit to stand (4%, $p = 0.031$) and the stand to sit phase (9%, $p = 0.002$) in the non-affected limb. In addition, the patients achieved slightly higher force rates in the non-affected side compared to the affected one (9%, $p = 0.083$). The average VAS score in KOA patients was only 1.30 (1.63). On the contrary, healthy controls reported an average score of 0. The difference in VAS scores between the two groups was found to be significant ($p = 0.001$).

Schlussfolgerung

KOA patients had a tendency to load their affected side less and reached lower force rates in the affected side during the task. The force rates in the non-affected limb were 9% higher than in the affected limb, however, the differences were not statistically significant. The maximum loads were significantly different, but the variance between affected and non-affected side in the stand to sit phase was only 4%. The reason for that minor difference could be that the pain between the KOA patients and healthy subjects was not markedly different, leading to a similar performance of the task between patients and healthy subjects. Future studies with advance KOA patients are required to provide a better understanding of this task performance.

Abb. 1

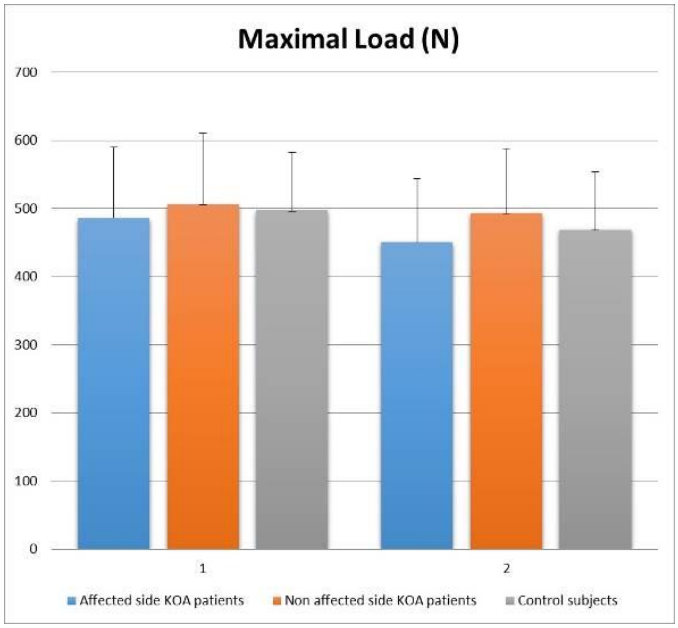
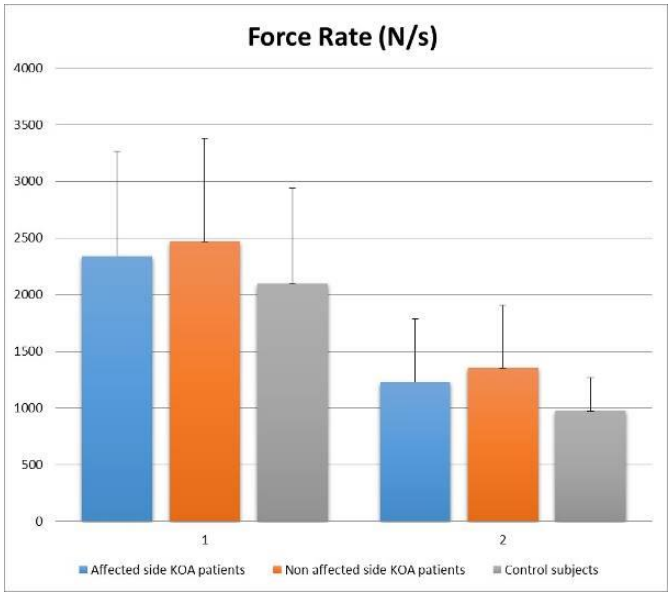

Maximal Load (N)
700
600
500
400
300
200
100
0
1
2
Affected side KOA patients
Non affected side KOA patients
Control subjects

Abb. 2


Force Rate (N/s)
4000
3500
3000
2500
2000
1500
1000
500
0
1
2
Affected side KOA patients
Non affected side KOA patients
Control subjects

P 50

Hip joint center estimation methods do not affect test-retest reliability of kinematic measurements in young obese participants

C. Clemens (Vienna/AT), C. Schwab (St.Pölten/AT), A. Kranzl (Vienna/AT), B. Wondrasch (St.Pölten/AT)
A. Baca, S. Greber-Platzer, R. Crevenna, A. Kreissl, M. Keilani (Vienna/AT), B. Horsak (St.Pölten/AT)

Fragestellung

The estimation of the hip joint center (HJC) location has an impact on data obtained during 3D gait analysis (3DGA). Existing HJC estimation methods can be roughly divided into predictive and functional methods. Former are based on regression equations, last identify the HJC by applying transformation or sphere fitting techniques to data of the femur and pelvis. Even though accuracy of both approaches may be regarded as sufficient, they are subject to soft tissue artefacts and errors associated with the identification of anatomical landmarks. These errors especially increase in overweight and obese patients. In addition, the functional methods are only recommended if full hip range of motion (ROM) is achievable by the patient (Sangeux et al., 2014; Wu et al., 2002). However, there is no clear consensus when exactly ROM is sufficient. For a clinician it is necessary to distinguish observed differences due to error and differences associated with clinical interventions. Thus, the aim of this study was to investigate if the test-retest reliability of 3D kinematics obtained in a group of young obese participants is affected by the HJC approach used.

Material und Methode

A total of ten participants (age: 14.6 ± 2.8 years, BMI: 34 ± 4 kg/m²) were administered to 3DGA for a test and a retest, separated by 3.4 ± 2.0 days on average. An eight-camera motion capture system (Vicon, Oxford, UK) and the lower body Cleveland Clinic Marker set was used. As a functional method the symmetrical center of rotation estimation (SCoRE) by Ehrig et al. (2006) was used. For this purpose, the participants' ROM was estimated with the star arc acquisition method developed by Camomilla et al. (2006). The predictive HJC estimation method was based on the regression equations by Davis et al. (1991). To quantify the test-retest reliability, the $ICC_{2,k}$ and the standard error of measurement (SEM) were calculated for common discrete key kinematic parameters (minimum, maximum and ROM) of the left and right leg of each participant and data set.

Ergebnis

In this abstract only the data for the hip joint kinematics will be presented as these data will be mostly affected by different HJC locations. Averaged ICC and SEM values for each plane are depicted in Figure 1. Both methods showed an averaged SEM of less than 3° for the sagittal and frontal plane. In transversal plane both methods yielded almost identical, but higher errors (3.9° ± 1.6). The ICCs were almost identical for both methods and showed moderate to acceptable values. ICCs for key kinematic parameters ranged from 0.49 to 0.91 (mean: 0.75 ± 0.07) for the functional method, and from 0.48 to 0.94 (mean: 0.76 ± 0.16) for the predictive method.

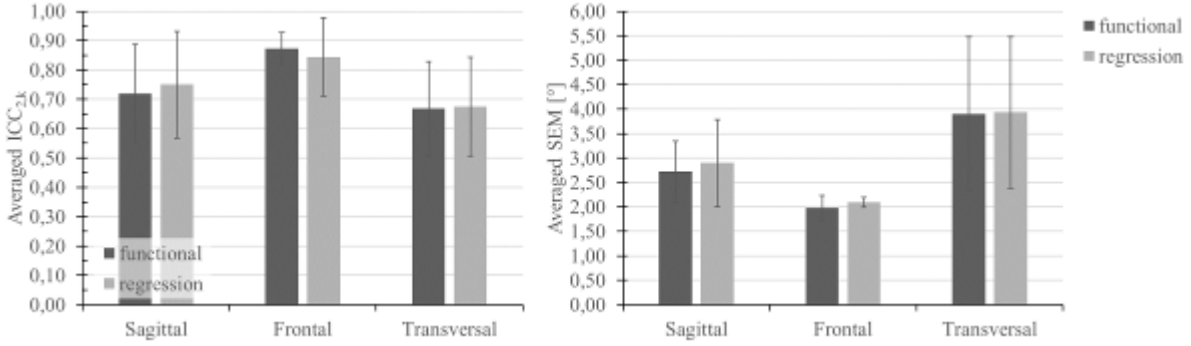
Schlussfolgerung

The aim of this study was investigate whether two different approaches in HJC localization will affect reliability of kinematic measurements obtained in a group of young obese participants. For this purpose, a functional and predictive method was applied on the same data set. In general, both approaches showed moderate to acceptable reliability estimates (ICC and SEM), especially for the sagittal and frontal plane. The transversal plane showed clearly lower reliability. This in accordance with earlier research in this field (McGinley et al. 2009). The grand mean difference of the test-retest error (SEM) between both approaches is less than 0.2°, thus negligible from a clinical point of view. Therefore, it may be concluded that reliability is not an important issue to be consider, when one has to decide which method should be used for the HJC estimation in a young, obese population. However, it has to be highlighted that these data do not tell us which approach is more accurate in estimating the true HJC location.

References

Camomilla, (2006). J Biomech, 39(6); Davis, (1991). Hum Mov Sci, 10(5); Ehrig, (2006). J Biomech, 39(15); McGinley, (2009). Gait Posture, 29(3); Sangeux, (2014). Gait Posture, 40(1); Wu, (2002). J Biomech, 35(4).

Abb. 1


1,00
0,90
0,80
0,70
0,60
0,50
0,40
0,30
0,20
0,10
0,00
Averaged ICC2,k
functional
regression
Sagittal
Frontal
Transversal
6,00
5,50
5,00
4,50
4,00
3,50
3,00
2,50
2,00
1,50
1,00
0,50
0,00
Averaged SEM [°]
functional
regression
Sagittal
Frontal
Transversal

P 51

Ein kabelloses modulares Messsystem zur Erfassung der Gelenkmomente einer Orthese in Kombination mit der markerbasierten 3D Ganganalyse.

L. Opitz, D. Hochmann (Steinfurt/DE), S. Wolf, D. W. W. Heitzmann, J. Block (Heidelberg/DE)

Fragestellung

Es gibt nur wenige fallorientierte Studien, wie beispielsweise Andrysek et al.[1], die sich mit der Erfassung der im Orthesengelenk wirkenden Momente befassen. Zwar lässt die klinische Bewegungsanalytik u.a. die Bestimmung der Gelenkmomente (GM) an Knie und Sprunggelenk in allen drei Ebenen mittels inverser Dynamik zu, jedoch wird hierbei die Summe aller externen Gelenkmomente anhand eines biomechanischen Modells berechnet [2]. Aus diesem Grund lässt diese Methode keine Rückschlüsse auf die auftretenden Momente im Parallelsystem Orthese zu. Die bisherigen Ansätze diese Momente zu erfassen beschränken sich auf konventionelle 6-Komponenten Kraftaufnehmer, welche das Orthesengewicht um bis zu 70% erhöhen und umfassende Modifikationen oder eine Neuanfertigung erfordern [1] [3] [4]. Im Folgenden wird ein Ansatz mittels modularen, instrumentierten Orthesengelenke (iOG) vorgestellt, der die auftretenden Momente 3D parallel zu einer Ganganalyse erfasst. Die iOG lassen sich in die ursprüngliche Orthese einbauen und erhöhen das Orthesengewicht um max. 120g. Der Proof of Concept erfolgt anhand einer unilateralen AFO Versorgung.

Material und Methode

Es wurde eine instrumentelle 3D Ganganalyse (GA) für die Ebene an einer Probandin (32J., 55 kg, 168 cm) mit einem physiologischen Gangbild durchgeführt. Sie trug beidseitig Unterschenkelorthesen (Ankle Foot Orthoses = AFOs) (Abb. 1, B), mit unilateralen, DMS instrumentierten Orthesengelenk (Typ 17LA3=16, Fa. Ottobock). Beide Messsysteme wurden über Lichtschranken (LS) getriggert (Abb. 1, A). Der Unterschenkelwinkel zum Raum wurde mittels eines auf der Messelektronik verbauten Inertialsensormoduls (IMU) erfasst. Aus den Beschleunigungsdaten und dem Anterior Posterior-iOG Moment wurde mittels der bekannten Distanz der LS die Zeit-Distanzparameter (ZDP) erfasst und mit denen aus der GA verglichen. Die GA wurde für die Ebene mit 0° Dorsal-anschlag der Orthese durchgeführt. Die Daten der iOG und GA wurden für fünf Messwiederholungen normalisiert und zusammengeführt. Die Gangzyklen (GZ) einer Kondition bilden die Grundgesamtheit für den Norm-Plot, welcher auf den GZ normiert ist (Abb. 2, C). Die iOG sind für drei Größen skaliert in doppelter Ausführung auch für Kniegelenke vorhanden.

Ergebnis

Die Messdaten aus GA und iOG lassen sich zusammen auswerten. Dies ermöglicht die Erfassung und Analyse externer GM synchron zu denen auf die Orthesengelenke wirkenden Biege- und Torsionsmomenten in allen drei Ebenen (beispielhaft hier die Dorsi-Plantarflexionsmomente Abb. 2, A). Die ZDP aus GA und vom mobilen Messsystem stimmen gut überein bzw. streuen im Bereich der Messunsicherheit (Abb. 2, B). Das gemeinsame Wechselwirken von Patient und Orthese und die damit verbunden Orthesengelenksbelastungen über alle GZ der fünf Versuchswiederholungen werden normiert über einen GZ dargestellt (Abb. 2, C – Bsp. Ebenes Gehen). Für das ebene Gehen beträgt das mittlere Anteriormoment (Lasteinleitung in den Dorsalanschlagstift) 38,5 ± 3 Nm. Das maximale Anteriormoment 53,6 ± 1 Nm, das maximale Mediolateralmoment beträgt 10,7 ± 1,5 Nm und das maximale Torsionsmoment 10,3 ± 1,5 Nm. Die mittlere Ganggeschwindigkeit beträgt ca. 1,2 m/s und die mittlere Doppelschrittlänge beträgt ca. 1,3 – 1,4 m. Das Ende des Norm-Plots (100 %) ist durch das Ende der Belastungsphase des Dorsalanschlagstiftes gekennzeichnet. Dies entspricht aber nicht Toe-Off (vgl. Abb. 2, A).

Schlussfolgerung

Bernhardt et al. zeigten, dass Patienten mit geringem Gewicht teilweise höhere Momente in die Orthese einleiten als Patienten mit höherem Gewicht [3]. Der Zusammenhang zwischen Patienteneigenschaften und Belastung der Orthesengelenke ist also weder einfach noch selbstverständlich. Anders als Andrysek et al. [1] folgern, lassen sich hier mittels iOG direkt die auf das Orthesengelenk wirkenden Momente messen. Die ZDP, sowie der Gelenkwinkel werden zuverlässig durch das iOG bei bekannter Messstrecke erfasst. Das Ende der Belastungsphase im Norm-Plot (Abb. 2, C) ist durch die Entlastung des Dorsalanschlagstiftes charakterisiert. Die iOG sind z.B. im Rahmen von klinischen Studien oder zur Beurteilung der biomechani-

schen Wirksamkeit neuer Orthesenkomponenten einsetzbar. Die Daten können Grundlage für Prüfverfahrensfestlegungen bilden, da bisher verlässliche Daten fehlen.

Literatur

[1] Andrysek J, Arch Phys Med Rehabil 2008; 89: 1372–1379.
[2] Kadaba MP, J Orthop Res 1989;7:849-60.
[3] Bernhardt KA, Prosthetics and Orthototics Int. 2011, Vol. 35(1):106–112.
[4] Andrysek J, Prosthetics and Orthotics Int. 2014, Vol. 38(2): 104-113.

Abb. 1

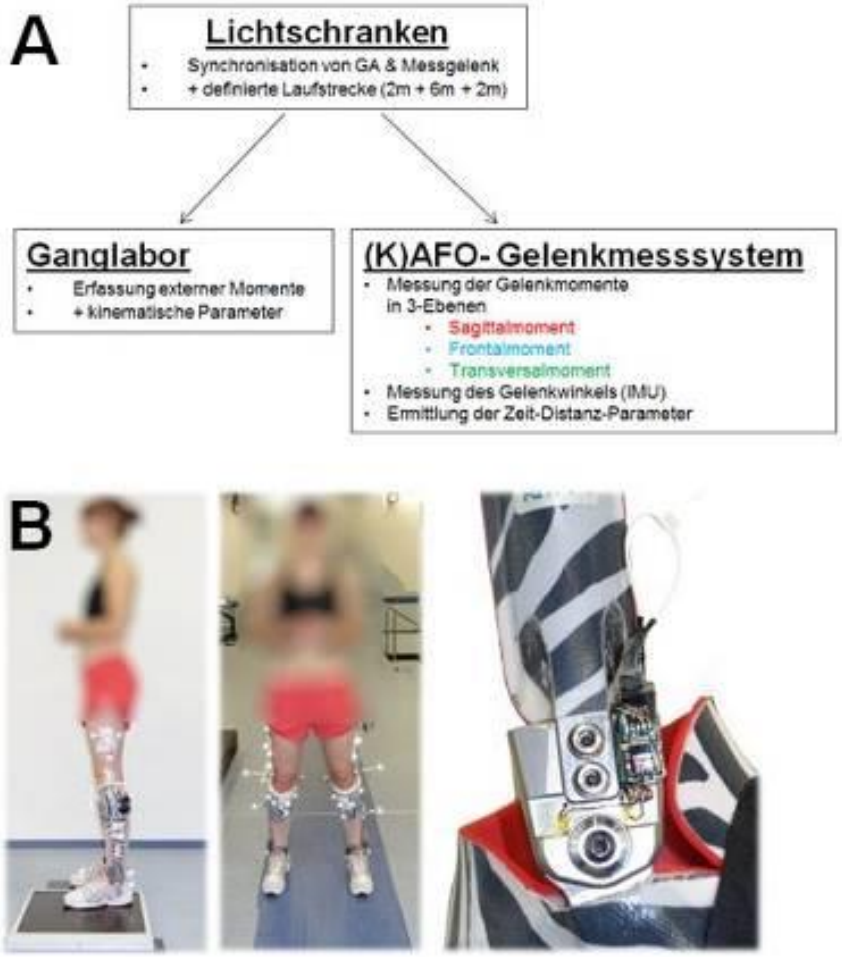
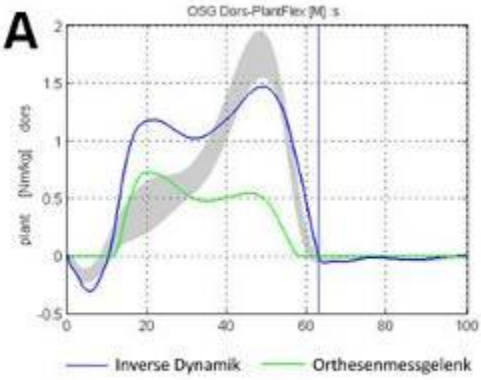
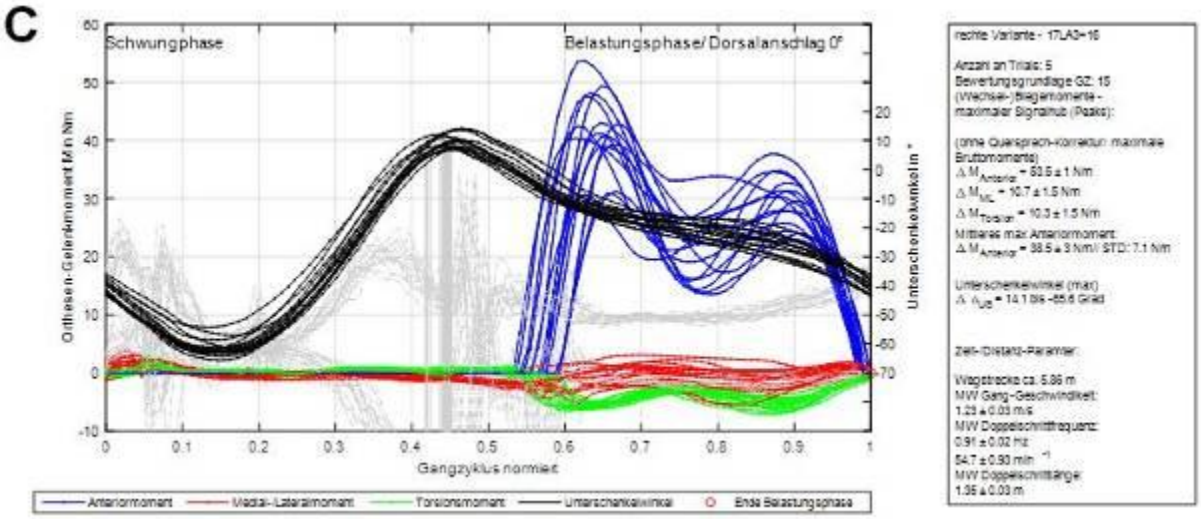


Abb. 2



B

Zeit-Distanzparameter	Ganglabor	Mobiles Messsystem
MW-Doppelschrittfrequenz	52,9 min^{-1} (aus MeanCadence:105.75 ± 0.64)	54.7 ± 0.9 min^{-1}
MW-Ganggeschwindigkeit	1.18 ± 0.04 m/s	1.23 m/s ± 0.03 m/s
MW-Doppelschrittlänge	1.33 ± 0.05 m	1.35 ± 0.03 m



Postersession 8 • Implantate und Tribologie II

P 52

Der Einfluss des Designs, der Anwendung und der Drehzahl von Reibahlen auf die Primärstabilität von femoralen Revisionsprothesen: Eine in-vitro Analyse

E. Jakubowitz (Hannover/DE), S. Dörfler, A. Jahnke, M. Rickert, B. Ishaque (Gießen/DE)
O. Bischel (Ludwigshafen/DE)

Fragestellung

Um eine hinreichende Primärstabilität zu erzielen, werden bei Revisionseingriffen an der Hüfte zumeist zementfreie, lange und konische Revisionsschäfte eingesetzt. Die notwendige Knochenaufbereitung dafür findet mit entsprechenden Reibahlen statt. Diese unterscheiden sich je nach Hersteller und Operateur im Design der Schneidführung (gerade, gewendelt), in ihrer Anwendung (manuell, maschinell) und in den verwendeten Drehzahlen. Welchen Einfluss diese Parameter auf die Primärstabilität der Revisionsprothesen haben ist nicht bekannt. Das Ziel dieser Studie war es, die Verankerungsqualität von Revisionsprothesen in Abhängigkeit zu Schneidführung, Anwendung und Drehzahl zu charakterisieren. Hierzu wurden 2 Revisionsprothesen mit verschiedenen Reibahlen (Abb. 1: gerade Schneiden der Reibahle des Wagner-SL®-Schaftes (oben); gewendelte Schneiden der Reibahle des MP®-Schaftes (unten)) untersucht.

Material und Methode

Nach dem Aufreiben von jeweils 12 künstlichen Spongiosa-Blöcken (Rohacell® 200WF) mit einer Fräsvorrichtung und Drehzahlen von 1,2/s (manuelles Reiben), 4,2/s (langsames Maschinenreiben) und 16,7/s (schnelles Maschinenreiben) wurden die Prothesen darin mit einer standardisierten Pressfit-Verankerung implantiert. Zur Analyse dieser Verankerung wurden die Relativbewegungen im Prothesen-Knochen-Interface schrittweise entlang der Prothesenlängsachse unter einem zyklischen und axialen Drehmoment mit 6 LVDTs (Auflösung: 0,1µm) erfasst. Das Drehmoment wurde auf ±7Nm begrenzt, um zerstörungsfrei zu messen. Die Rotationsbewegungen der Prothesen gegen den Knochen wurden normiert (mdeg/Nm), um mittels in-vivo Hüftmomenten die absoluten Relativbewegungen (RBs) zu berechnen. Eine höhere Primärstabilität ging mit einer größeren Momentübertragung der Prothese auf den Knochen einher, was einer kleineren RB entsprach. Statistisch kam eine Varianzanalyse zur Anwendung, um mögliche Unterschiede zwischen den RBs in Abhängigkeit zu den Parametern der Reibahlen zu ermitteln.

Ergebnis

Alle Drehzahlen führten zu einer suffizienten Primärstabilität beider Prothesen. Dennoch kam es abhängig von der Drehzahl der gewendelten Reibahle zum Teil zu hohen Unterschieden in den RBs des MP®-Schafts. Die höchste Primärstabilität mit einem kontinuierlichen Anstieg der RB von proximal (2,0 mdeg/Nm) nach distal (29,2 mdeg/Nm) konnte mit der manuellen Aufbereitung erreicht werden. Diese RB unterschied sich signifikant von jener, die durch das schnellere Maschinenreiben (19,6 mdeg/Nm proximal und 53,0mdeg/Nm distal) erreicht wurde ($p=0,02$). Im Vergleich zum langsamen Maschinenreiben (0,2 mdeg/Nm proximal; 27,6 mdeg/Nm distal) traf dieses nicht zu ($p=0,86$).
Der Wagner-SL®-Schaft und seine gerade Reibahle zeigten bzgl. der Drehzahl keine Unterschiede in der Primärstabilität. Die RBs lagen zwischen 1,6 ± 0,9 mdeg/Nm proximal und 29,0 ± 1,7mdeg/Nm distal.
Das schnelle Maschinenreiben mit der gewendelten Reibahle resultierte im Mittel stets in einer signifikant größeren RB (29,0 ± 3,3 mdeg/Nm) als die Präparation mit der geraden Reibahle (7,8 ± 0,8 (manuell); 8,7 ± 0,8 (maschinell langsam); 10,1 ± 0,9 mdeg/Nm (maschinell schnell); $p \leq 0,02$).

Schlussfolgerung

Die verwendete Drehzahl von geraden Reibahlen scheint die Primärstabilität von Revisionsprothesen nicht zu beeinflussen. Dieses fällt für gewendelte Reibahlen anders aus. Die berechneten, absoluten RBs überstiegen in keinem der Fälle den Bereich von 100-150µm, welcher die kritische Grenze für das Ausbleiben einer Osteointegration darstellt. Dennoch sollte eine maschinelle Präparation mit gewendelten Reibahle und hohen Drehzahlen vermieden werden. Vielmehr erscheint das manuelle, bzw. langsame Aufreiben mit der Maschine für eine stabilere Verankerung vorteilhafter zu sein.

Wie in früheren Studien nachgewiesen wurde, wird die Verankerung durch das Prothesendesign beeinflusst. Da hier beide Prothesentypen jeweils durch das manuelle Reiben und durch das langsame Maschinenreiben identische Ergebnisse zeigten, lässt sich dennoch das Fazit ziehen, dass die primäre Stabilität durch eine schnelle, maschinelle Aufbereitung mit gewendelten Reibahlen beeinträchtigt wird. Ob die stets vergleichbare Primärstabilität mit den geraden Reibahlen auch auf andere Prothesensysteme übertragbar ist, wird derzeit noch untersucht.

Abb. 1

P 53

Enhanced handling properties and biomaterial resorption of bone grafting substitutes by combination with polymer-SiO_2-based carrier material

F. Zaage, C. Ganz, T. Gerber, M. Dau, P. W. Kämmerer (Rostock/DE)

Introduction

NanoBone® S39 (NB) granules are a nano structured hydroxyapatite (HA) embedded in an additional porous matrix of silica (SiO_2) gel at a ratio of HA:SiO_2 61:39 (wt%). They showed good resorption conditions and new bone formation[1] but were difficult to handle, contour into desired shapes, and remain in the defects. Inert polymers such as poloxamer are suitable for binding the granules and hence improving their handling characteristics. Poloxamer 407 (P407) is a nonionic triblock copolymers with many pharmaceutical applications, as it is nontoxic and biocompatible with cells and body fluid[2]. P407 forms into a gel as temperature rises above sol-gel transition temperature and has been successfully used in combination with demineralized bone matrix to enhance its handling and moldability[3]. Mechanical properties of the carrier material can be improved by combination with SiO_2 nanoparticles. In addition to this effect SiO_2 also has biological activity for bone formation when incorporated into the carrier material and not only in he bioceramic. The present study compared the bone healing characteristic of NanoBone® S39 and the effect of a polymer-SiO_2-carrier material (PSC) on regeneration when it is combined with these graft material.

Material and Methods

The NB granules (A) and NB granules combined with elastic carrier material of Poloxamer and SiO_2 (B) were implanted in a critical size defect (5 mm diameter and 10 mm length) created in the distal femoral condyle of skeletally mature New Zealand white rabbits (N=15). Defects were filled on the right side with the bone substitute A, which was previously mixed with sterile isotonic NaCl solution (0.9 %; B. Braun Melsungen AG). On the left side, the defect was filled with the elastic adhesive material B. Four, eight and 12 weeks after implantation animals were sacrificed (5 at each time point). Histology with haematoxylin-eosin (HE) staining, and histomorphometry were performed post-op.

Results

Histomorphometric analysis after implantation of (A) and (B) demonstrated that the majority of bone ingrowth occurred within the first 4 weeks. The experiments showed that after 4 weeks, an amount of bone of approximately 30% is achieved in both groups. These values do not change even after 8 and 12 weeks. No statistically significant differences were measured in the percentage of new bone formation (*Figure 1*) when biomaterial was embedded into PSC. Histological analysis showed that the woven bone is transformed into a highly organized laminar bone. Both materials were degraded by cellular processes. Absorption was faster in group B (*Figure 2*). The exact quantification was very difficult, because connective tissue and bone grew into the granules. However, the resorption was clearly detectable.

Conclusion

Animal experiments showed no considerable differences in tissue and cell response of both groups. The histomorphometry resulted in comparable amounts of new bone formation and a better resorption of biomaterials with PSC. These results suggest that the PSC can be added to NB granules without affecting their ability to promote healing.

References

1. C. Ganz, W. Xu, G. Holzhüter, W. Götz, B. Vollmar, T. Gerber: Comparison of bone substitutes in a tibia defect model in Wistarrats. Key Engineering Materials 2012, Vols. 493-494, pp 732-738
2. H. Park, and K. Park, Biocompatibility issues of implantable drug delivery systems, Pharm Res, 1996.
3. C. M. Clokie et al., Closure of critical sized defects with allogenic and alloplastic bone substitutes, J Craniofac Surg, 2002

Abb. 1

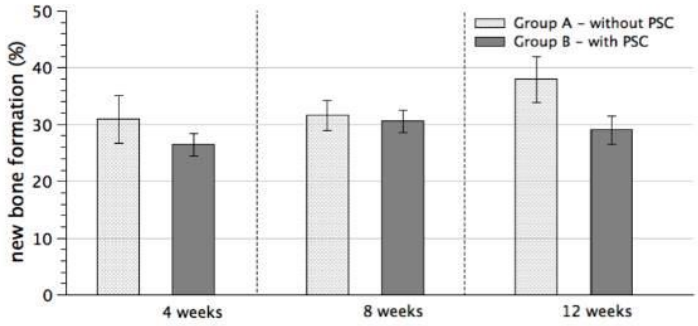


Figure 1: Summary of histomorphometric data for new bone formation after implantation of NB granules (A) and in PSC embedded NB granules (B). Mean value ± standard error of the mean.

Abb. 2

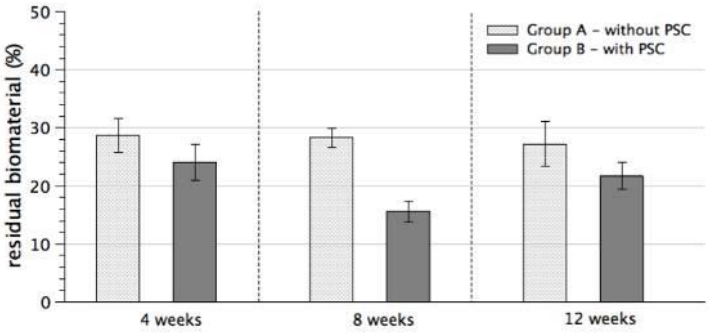


Figure 2: Summary of histomorphometric data for residual biomaterial after implantation of NB granules (A) and in PSC embedded NB granules (B). Mean value ± standard error of the mean.

P 54

Prüfung der Abrasion von Air-Flow®-Pulverapplikationen bei der Anwendung auf Zahnhartgewebeoberflächen

A. Weber, M. Kirchen, C. Bourauel, S. Reimann (Bonn/DE)

Fragestellung

Das Air-Flow®-System ist ein Verfahren zur professionellen Zahnreinigung, mit dem durch ein Pulver-Wasser-Luftgemisch dem Zahn aufgelagerte harte Verfärbungen und mikrobielle weiche Zahnbeläge an für die häusliche Zahnpflege unzugänglichen Stellen entfernt werden können. Im Rahmen der In-vitro-Studie war es das Ziel der vorliegenden Untersuchung, die abrasive Wirkung von verschiedenen Pulverapplikation auf Zahnschmelz und Dentin zu beurteilen.

Material und Methode

Es wurden die Zahnhartgewebe Zahnschmelz und Dentin in Kombination mit verschiedenen Pulvern untersucht. Bestrahlt wurden die Oberflächen mit den Pulvern Clinpro™ Glycine Prophy Powder mit und ohne TCP (beide 3M Espe, Deutschland) und AIR-FLOW®-Pulver (kurz AFP) PERIO sowie AFP PLUS (beide E.M.S. Medical, Schweiz). Nach Entfernung der Wurzelhaut wurden humane Molaren auf Objektträger aufgeklebt, längs der Zahnachse in ca. 2 mm dicke Scheiben gesägt und mit einem Mikroschleifsystem poliert. Die Zähne wurden sowohl vor als auch nach der Verarbeitung feucht in Natriumacidlösung bei 4 °C gelagert. Es wurde ein auf 2,2 bar dynamischen Druck in der Pulverkammer eingestelltes AIR-FLOW Master-Gerät benutzt. Pro Materialkombination wurden zehn Proben unter einem Winkel von 45° bei 4 mm Abstand zur Probenoberfläche über 5 sec bestrahlt. Zusätzlich wurde der Zahnschmelz noch über 60 sec bestrahlt. Die Oberflächenstrukturen wurden bei der Fa. FRT (Bensheim) mit einem MicroSpy® Topo DT in 10-facher und in 100-facher Auflösung gemessen. Die Messungen wurden mit Mark III (FRT) analysiert und auswertet, danach statistisch ausgewertet.

Ergebnis

Für den arithmetischen Mittenrauwert sRa war nur der Mittelwert auf Zahnschmelz für das Pulver Clinpro mit TCP (0,08 µm) signifikant erhöht, alle weiteren Kombinationen auf Zahnschmelz unterscheiden sich nicht (alle bei etwa 0,03 µm). Die sRa-Mittelwerte der Pulver auf Dentin lagen alle im Bereich von etwa 2,8 µm. Für die mittlere Rautiefe sRz war der Mittelwert für das Pulver Clinpro mit TCP auf Zahnschmelz (0,72 µm) signifikant erhöht, alle weiteren Kombinationen auf Zahnschmelz unterschieden sich nur geringfügig (0,22 µm bis 0,29 µm). Auf Dentin ist der Wert mit Clinpro ohne TCP erhöht (4,02 µm), alle anderen Kombinationen lagen zwischen 2,43 µm und 3,20 µm. Die Defekttiefen, gemessen in gemittelter Welligkeit sWz (DIN) zeigten nur für die Kombinationen Zahnschmelz (2,4 µm) bzw. Dentin (20,1 µm) mit dem Pulver Clinpro mit TCP deutlich erhöhte Werte. Die unterschiedlichen Bestrahlzeiten von 5 bzw. 60 Sekunden ergaben je nach Pulver unterschiedlich starke Abrasisonen. Bei den meisten Kombinationen ergaben sich Werte von etwa 0,4 µm bzw. 1,5 µm, die Kombination Zahnschmelz mit Clinpro mit TCP ergaben erhöhte Werte von 2,4 µm bzw. 16,3 µm.

Schlussfolgerung

Mit dieser In-vitro-Studie konnte das abrasive Verhalten von Pulver-Wasser-Luftgemischen zur Zahnreinigung gut beurteilt und klinisch bewertet werden. Dentin zeigte durch die hohe biologische Variabilität sehr große Unterschiede in der Oberflächenbeschaffenheit.

P 55

Vergleich unterschiedlicher Methoden zur experimentellen Bewertung der Verankerungsstabilität künstlicher Hüftpfannen im Kunstknochenmodell

C. Schulze, D. Vogel, S. Mallow, R. Bader (Rostock/DE)

Fragestellung

Es wurden zur experimentellen Beurteilung der primären Verankerungsstabilität von künstlichen Hüftpfannen Auszug-, Ausdreh- und Auskippversuche am nativen Knochen und Kunstknochenmodell vorgestellt. Auskippversuche für künstliche Pressfit-Hüftpfannen nutzen einen in den Pfannenpol geschraubten Hebelarm, wodurch die Einleitung entsprechend der hüftresultierenden Kraft während des Auskippens nicht berücksichtigt ist. Die ermittelte Verankerungsfestigkeit ermöglicht einen Vergleich verschiedener Hüftpfannensysteme, jedoch ist eine physiologische Lasteinleitung dabei nicht realisiert. Ziel war es, diesen Ansatz mit einer Methode, die eine Belastung des Pfannenrandes zum Auskippen bei gleichzeitiger axialer Lasteinleitung abbildet, im Hinblick auf den Auskippvorgang zu vergleichen. Dabei wurden Einflussfaktoren wie die Oberflächenstrukturierung der Hüftpfannen, kavitäre Knochendefekte und die Schaumdichte berücksichtigt.

Material und Methode

Für die Auskippversuche am Pfanne-Block-Modell wurden drei kommerziell erhältliche mesotrukturierte Hüftschalen (D = 54 mm, Ti6Al7Nb) sowie drei makrostrukturierte Hüftschalen (D = 56 mm, α-Titan) mit Polyethylen-Einsatz verwendet. Als Knochenersatzmodell wurden PU-Schäume der Dichte 15 pcf und 30 pcf eingesetzt. Für beide Prüfmethoden wurden je Hüftpfanne und Schaumdichte drei unterschiedliche Kavitätenformen (Defekt 0, Defekt 1 und Defekt 2) mittels CNC in die PU-Blöcke (Abb. 1) gefräst. Ein Pressfit von 2 mm wurde bei beiden Pfannentypen berücksichtigt. Die Hüftschalen wurden weggesteuert in die Kavitäten eingepresst und mittels Hebelarm (Methode 1) und Randbelastung (Methode 2) ausgekippt (v = 5 mm/min) (Abb. 2). Nur während der Randbelastung wurde die axiale Kraft F = 1 kN entsprechend der Hüftresultierenden über einen Hebel, auf dem ein Keramikkopf aufgesteckt wurde, in die Hüftpfannen eingeleitet. Aus der Hebelarmlänge und der gemessenen Auskippkraft wurde bei beiden Methoden das Auskippmoment berechnet und verglichen. Bei Methode 2 entspricht der Abstand zwischen Pfannendrehzentrum und Auskipppunkt auf dem Pfannenrand dem Hebelarm.

Ergebnis

Mittels Methode1 wurden Auskippmomente in einem Bereich von 2,5 ± 0,1 Nm bei den mesostrukturierten Hüftschalen (Defekt 1 und 15 pcf) bis 49,1 ± 0,3 Nm bei den makrostrukturierten Hüftschalen (Defekt 0 und 30 pcf) ermittelt. Beim Auskippen mittels Methode 2 wurden Auskippmomente von 33,2 ± 0,9 Nm bei den mesostrukturierten Hüftschalen (Defekt 2 und 15 pcf) bis 215,9 Nm bei den makrostrukturierten Hüftschalen (Defekt 0 und 30 pcf) ermittelt. Bei den mesostrukturierten Hüftschalen wurden mit der Methode 2 um 77,2 ± 12,0 % und bei den makrostrukturierten Hüftschalen um 88,96 ±6,66 % erhöhte Auskippmomente im Vergleich zur Methode 1 ermittelt. Für die makrostrukturierten Hüftschalen wurden gegenüber den mesostrukturierten Hüftschalen bei der Methode 1 um 13,1 ±1 3,2 % höhere Auskippmomente ermittelt. Mit Methode 2 wurden für die makrostrukturierten Hüftschalen im Vergleich zu mesostrukturierten Hüftschalen um 42,2 ± 13,1 % höhere Auskippmomente bestimmt.

Schlussfolgerung

Bei beiden Testmethoden zeigte sich in Abhängigkeit der Defektsituation eine Verringerung der Auskippmomente bei abnehmender äquatorialer Verklemmung. Diese steigen mit zunehmender Kunstknochendichte an. Dabei zeigt die Randbelastungsmethode bei beiden Pfannentypen höhere Auskippmomente. Durch die axiale Belastung im Pfanneninlay bei der Randbelastungsmethode steigt der Einfluss der Pfannenoberflächenstrukturierung auf die primäre Verankerungsfestigkeit. Pfannenschalen mit makrostrukturierter Oberflächen zeigen dabei einen erhöhten Widerstand gegen das Auskippen. Das Auskippen über den Pfannenrand simuliert das Impingement des Prothesenhalses an der künstlichen Hüftpfanne. Jedoch sind in dieser Methode die sich ändernde Krafteinleitungsrichtung der Hüftresultierenden und das Auskippen in Folge von Reibmomenten bislang nicht berücksichtigt.

Abb. 1

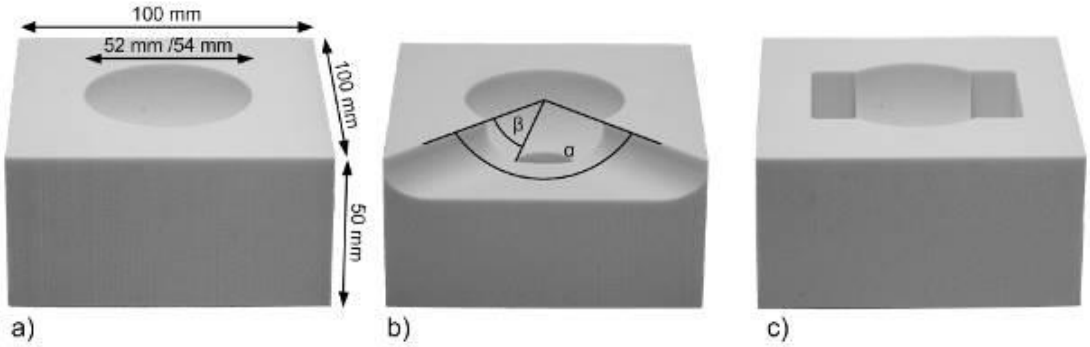


Abb. 1: Alle Kunstknochenblöcke weisen die gleichen Außenabmessungen auf und der Kavitätendurchmesser beträgt für die mesostrukturierte Hüftschale 52 mm und für die makrostrukturierte Hüftschale 54 mm. Bei beiden Auskippversuchen wurden drei Kavitätenformen berücksichtigt: **a)** zirkumferentiell verklemmende Kavität (Defekt 0), **b)** Defektkavität entsprechend Parposky Defekt Typ IIb mit 90° kranialem (α) und 30° medialem (β) Öffnungswinkel (Defekt 1) und **c)** Kavität mit Zwei-Punkt-Klemmung zwischen Os ischium und Os ilium entsprechend AAOS-Defekt Typ 1 (Defekt 2).

Abb. 2

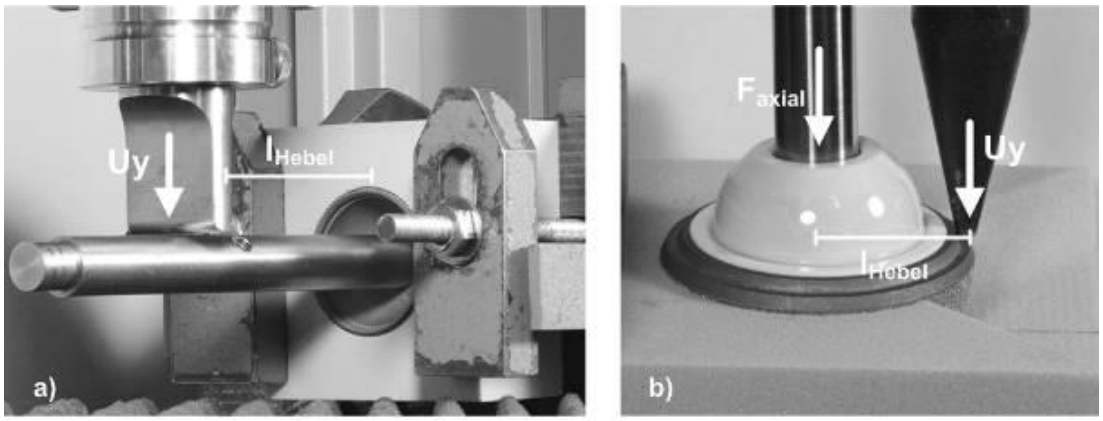


Abb. 2: **a)** Auskippen der makrostrukturierten Hüftscahle aus der zirkumferentiell verklemmenden Kunstknochenkavität (Defekt 0) mittels Hebelarm (Methode 1). Eigenmomente des Hebelarms werden zu den Auskippmomenten addiert. **b)** Auskippen der mesostrukturierten Hüftpfannen aus der Defektkavität (Defekt 1) mittels Prüfstempel am Pfannenrand bei axialer Belastung der Hüftpfanne im Pfanneninlay (Methode 2). Der Gelenkspalt wurde mit bovinem Kälberserum geschmiert.

P 56

Computerbasierte Planung und Navigation der Patellaresektion und Implantatpositionierung

B. Fleischer-Lück, C. Becher, C. Hurschler (Hannover/DE)

Fragestellung

Hinsichtlich der kontroversen Frage, ob bei einer endoprothetischen Erstversorgung des Knies ein Ersatz der Patellarückfläche (PF) durchgeführt werden sollte, kann eine verbesserte Operationstechnik Komplikationen reduzieren, welche als Effekt einer fehlerhaften Resektion auftreten können. Wichtige Anforderungen sind hierfür die Erzeugung einer symmetrischen Resektion parallel zur vorderen Patellarfläche, die Erhaltung einer minimalen Restdicke, die optimale Wahl und Positionierung des Implantats sowie die Wiederherstellung der ursprünglichen Dicke. Aufgrund der Schwierigkeit diese Kriterien manuell einzuhalten, wurden verschiedene Ansätze entwickelt diese zu erfüllen (manuelle/haptische Verfahren, Einsatz von Zangen, computerbasierte/navigierte Lösungen, patientenspezifische Schnittblöcke), welche jedoch nur die Resektion unterstützen und die Positionierung des Implantats vernachlässigen. Aus diesem Grund wurde eine Methode zur computerbasierten Planung und navigierten Durchführung einer Resektion und Implantatpositionierung (IP) entwickelt, die an Kunstknochen (KK) und humanen Kniepräparaten erprobt wurde.

Material und Methode

Grundlegend für das Verfahren ist eine Vorrichtung, welche mittels 3 Pins auf der Patella befestigt wird und gleichzeitig die Messung der Position der Patella und einer einstellbaren Resektionsebene mit einem optischen Messsystem ermöglicht. Die Bohrvorlage für das Implantat ist mit einem optischen Tool erweitert worden. Mit einer Planungssoftware kann eine virtuelle Resektion und Implantation anhand von 3D-Modellen der individuellen Patella und Implantaten ausgeführt werden, wobei die o.g. Kriterien erfüllt werden müssen. Die Planungsdaten werden in einer Navigationssoftware über eine Oberflächenabtastung der PF mit der realen Patella registriert. Für den Versuch an Kunstknochen wurde dieser digitalisiert und jeweils 10 Patellen Freihand (FH), mit einer Zange (Z) und mittels Navigation (N) von jeweils 3 Untersuchern bearbeitet. Für den Versuch an 10 Präparaten wurden diese mit einem MRT gescannt, segmentiert und mittels N bearbeitet. Die Auswertung erfolgte über Messungen mit einem digitalen Mikrometer und hinsichtlich der Genauigkeit der N per Software nach Oberflächenabtastung über das optische Messsystem.

Ergebnis

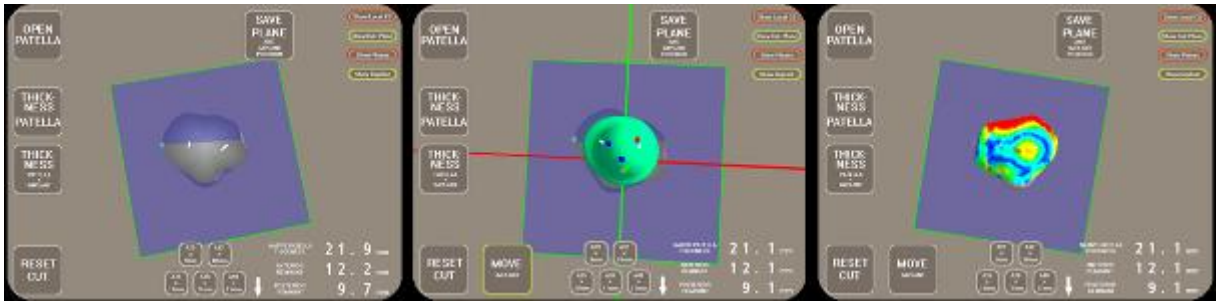
Der Vergleich der 3 Methoden anhand der KK zeigt eine mittlere Abweichung von der geplanten Restdicke mit FH von 0.87±1.01mm, mit Z von -0.98±1.69mm und mit N von 1.12±0.91mm. Die Variation der IP beträgt für FH für Zapfen-1 (Medial-Lateral 3.14mm, Superior-Inferior 1.57mm), für Zapfen-2 (2.9mm, 1.08mm) und für Zapfen-3 (2.63mm, 0.87mm). Analog ergibt sich für die Z ([2.76mm, 1.84mm], [2.65mm, 1.52mm], [2.38mm, 1.36mm]) und für N ([1.48mm, 1.27mm], [1.57mm, 1.32mm], [1.81mm, 1.5mm]). Die Genauigkeit der navigierten Resektionsebenen der KK zeigt eine mittlere Winkelabweichung von 3.93±1.86° und einen Abstand von 2.28±0.95mm zur geplanten Ebene. Die Genauigkeit der IP beträgt ([-1.04±1.75mm, -0.49±2mm], [-1.82±1.62mm, 0.93±1.96mm], [-2.28±1.46mm, 0.04±1.47mm]). Die Genauigkeit der navigierten Resektionsebenen der Kniepräparate zeigt eine mittlere Winkelabweichung von 6.06±2.61° und einen Abstand von 1.45±1.01mm zur geplanten Ebene. Die Genauigkeit der IP beträgt ([1.35±3.55mm, -0.36±4.94mm], [1.32±3.84mm, 2.62±4.98mm], [-1.46±4.81mm, 1.14±3.24mm]).

Schlussfolgerung

Anhand der Versuche am KK konnte gezeigt werden, dass mit N vergleichbare Resektionen mit einer geringen Abweichung erzeugt werden können, welche mit den FH erstellten Resektionen übereinstimmen. Im Gegensatz zur Z, mit welcher sich im Mittel Überresektionen ergeben, wurden mit N mehrheitlich Unterresektionen (UR) gesägt. Die Gründe für die UR mittels N können einerseits eine fehlerbehaftete Digitalisierung der Patella sein, oder die unzureichende Genauigkeit des verwendeten optischen Messsystems (NDI Polaris). Diese UR konnte auch bei den Versuchen an den Präparaten beobachtet werden, wobei hier auch die erzielte Genauigkeit geringer war. Ursache dafür könnte eine unbemerkte mechanische Lockerung der Resektionsebene während des Sägens sein. Die IP mit N zeigte für die KK eine geringere Variation als bei den Präparaten. Dieses spricht für eine nötige Verbesserung der navigierten Bohrschablone, welche in der aktuellen Form nicht für eine reale Patella geeignet erscheint, da die Lokalisation zwar funktioniert, jedoch

die Übertragung der Bohrung auf die PF Fehler generiert. Es wird eine Verbesserung der potentiellen Fehlerquellen angestrebt.

Abb. 1



P 57

Additive manufacturing of biodegradable polymers into high precision scaffolds via melt electrospinning writing

A. Hrynevich, G. Hochleitner, A. Youssef, T. Jungst, J. N. Haigh, J. Groll, P. D. Dalton (Würzburg/DE)

Fragestellung

Recently, a new additive manufacturing (AM) approach, termed melt electrospinning writing (MEW), has been introduced. Based on an electrohydrodynamic working principle (Brown et al., 2011), MEW synergises benefits of electrospinning and 3D polymer printing. For instance, small sized fibres (820 nm (Hochleitner et al., 2015) to roughly 100 µm) in diameter can be deposited to exactly defined scaffolds without the use of often toxic solvents. We have investigated the printability of biocompatible and partially biodegradable thermoplastics including poly-ε-caprolactone (PCL), polydioxanone (PDO), polyoxazoline (POx), polypropylene (PP) and others (Hochleitner et al., 2014) to provide a sizable spectrum of biomaterials for cell studies and tissue engineering applications. However, PCL as gold standard for AM of biocompatible polymers revealed an outstanding MEW processing performance (Hochleitner et al., 2016) in terms of reproducibility, printing fidelity, design freedom and specific tuning of the structural conditions – a key factor for determining the mechanical properties of resulting scaffolds.

Material und Methode

For MEW printing a custom-made device has been developed (Figure 1) (Hochleitner et al., 2016). A ball screw axes system was triggered via computer (G-code) in order to collect the molten polymer precisely. A bi-zonal electrical heater was utilised to melt the thermoplastic materials in the print head. The melt was fed by air or nitrogen gas pressure through a spinneret connected to a high voltage electrode. The strong electrical field (roughly 1 kV/mm) between the electrode and collector surface led to *Taylor Cone* formation and acceleration of polymeric material in form of a thin jet. By systematic variation of the key instrument parameters: spinning temperature T = 80-120 °C, feeding pressure p=0.2 to p=5.0 bar, acceleration voltage U = 2 -10 kV, collector distance h = 1 – 10 mm, spinneret size with 33 G to 21 G and collector speed v = 100 – 9000 mm/min, different scaffolds could be successfully manufactured.

Ergebnis

By printing PCL at different instrumental parameters, a broad spectrum of scaffolds could be manufactured. We demonstrated that high acceleration voltages (U = 2.9 kV), small spinneret sizes (33 G) and high collector speeds (v = 5500 mm/min) led to deposition of fibres being as small as 817 ± 165 nm in diameter while printed to highly regular box structures (mesh width 100.6 ± 5.1 µm) as reflected in Figure 1. In contrast, the use of increased spinneret sizes (24 - 21 G) at elevated feeding pressures (p = 1.0 - 2.0 bar) were suitable for printing homogeneous micron sized fibres from 10 to 30 µm. As presented in Figure 2, the processing parameters can be changed during processing in order to print differently sized fibres and to combine diverse structural elements. Thereby, not only the mechanical behaviour can be adjusted, but also the specific surface or morphology of the constructs can be modified. This design freedom is a key factor for influencing the degradation properties and may guide tissue adhesion and cell migration into the scaffold largely.

Schlussfolgerung

MEW is a versatile method to print scaffolds made of biocompatible and biodegradable polymers for tissue engineering approaches. The adjustability of the instrumental parameters during manufacturing leads to a unique potential for processing homogenous fibres to reproducible high quality scaffolds. Hence, the physical and morphological properties can be customised in order to meet the requirements of the medical application. Similar to other 3D polymer printing methods, MEW devices can work in fume hoods under sterile conditions leading to a high potential for clinical use and thus, fostering patient specific and printing on demand strategies.

Abb. 1

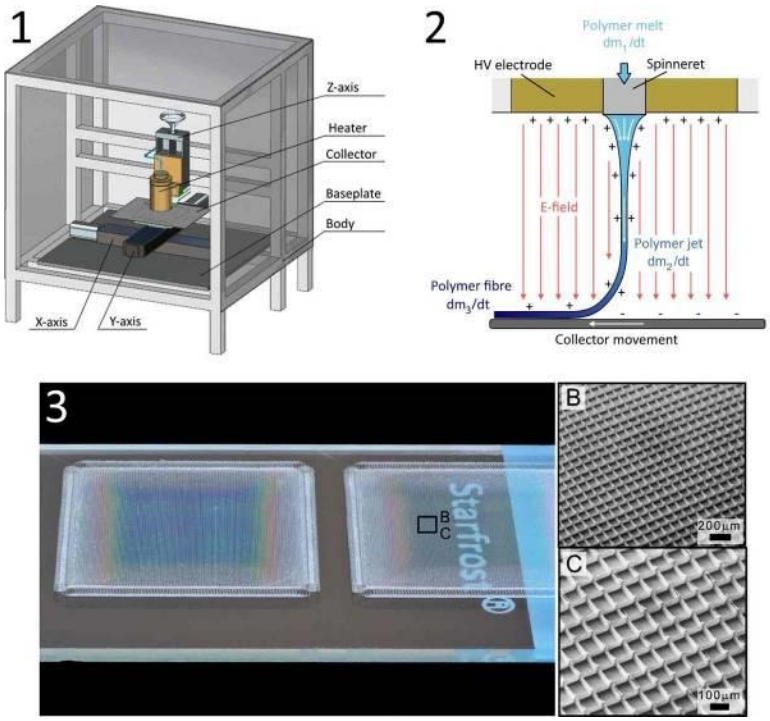
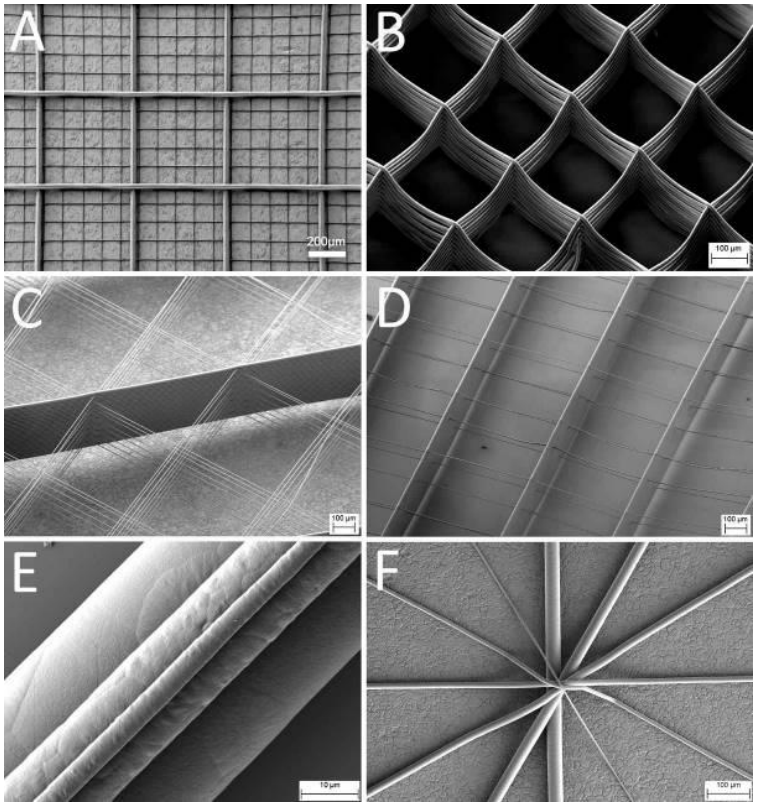

1
Z-axis
Heater
Collector
Baseplate
Body
X-axis
Y-axis
2
Polymer melt
dm1/dt
HV electrode
Spinneret
E-field
Polymer jet
dm2/dt
Polymer fibre
dm3/dt
Collector movement
3
B
C
200µm
100µm

Abb. 2


A
B
C
D
E
F
200µm
100µm

P 58

Entwicklung und Validierung eines Graphical User Interfaces (GUI) zur Analyse von Polyethylenpartikel

S. Schröder, U. Müller, S. Jäger, M. Meißnest, R. Sonntag, S. Braun, J. P. Kretzer (Heidelberg/DE)

Fragestellung

Größe und Form von Polyethylenpartikel spielen eine entscheidende Rolle für die Entstehung der aseptischen Lockerung und somit Langzeitstabilität von Endoprothesen. Zur Bestimmung der Partikelmorphologie besteht die Möglichkeit mit konventionellen Softwarelösungen manuelle oder automatische Detektionen durchzuführen. Während sich die manuelle Detektion als sehr zeitaufwändig darstellt, ist die automatisierte Partikelanalyse für unerfahrene Nutzer sehr komplex und führt teilweise zu falschen Ergebnissen. Ziel dieses Projektes war daher die Entwicklung und Validierung eines Graphical User Interfaces (GUI) zur halbautomatischen Detektion von Polyethylenpartikel, welches vom Nutzer einfach an den Verwendungszweck angepasst werden kann. Im Rahmen der Validierung wurde die neu entwickelte Methode mit einem etablierten manuellen Verfahren von zwei verschiedenen Nutzern verglichen, um anhand der Interrater-Reliabilität die Zuverlässigkeit der neuen Methode zu bestimmen.

Material und Methode

Polyethylenpartikel wurden zunächst im Rahmen einer Verschleißuntersuchung erzeugt, durch Filter mit einer Porengröße von 0,1µm filtriert und in einem Raster-Elektronen-Mikroskop untersucht. Es wurden von drei Filtern jeweils drei verschiedene Bilder erstellt, die im Anschluss sowohl manuell, als auch mit der neu entwickelten Software von zwei unabhängigen Observern analysiert wurden. Die Übereinstimmung der beiden Observer sowie der beiden Analysemethoden, hinsichtlich Partikelanzahl, ECD, AR und Roundness, wurde mit Hilfe des Konkordanz-Korrelationskoeffizienten nach Lin bestimmt. Zur graphischen Veranschaulichung der Übereinstimmungen wurden Residuenplots nach Bland und Altmann erstellt.

Ergebnis

Die statistische Auswertung der Konkordanz-Korrelationskoeffizienten ergab hinsichtlich sämtlicher Untersuchungsparameter (Anzahl, ECD, AR, Roundness) eine höhere Übereinstimmung zwischen den beiden Observern unter Nutzung des GUIs, im Vergleich zur manuellen Partikelanalyse. Dabei trat der maximale Konkordanz-Korrelationskoeffizient bei der Nutzung des GUIs unter Betrachtung der Anzahl auf (ρ_C=0.73). Eine hohe Übereinstimmung zwischen dem GUI und der manuellen Partikeldetektion war primär bei der Partikelanzahl ($\rho_{C\_Observer1}$=0.95; $\rho_{C\_Observer2}$=0.84) und dem ECD von Observer1 (ρ_C=0.83) erkennbar. Die Interrater-Reliabilität des AR und der Roundness zwischen GUI und manueller Partikeldetektion waren mit Konkordanz-Korrellationskoeffizienten von ρ_C=-0.08 bis ρ_C=0.18 als sehr niedrig einzustufen. Dabei zeigte sich durch die Bland-Altmann Plots, dass vor allem der Parameter Roundness durch das manuelle Auswertverfahren wesentlich höher bewertet wird.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse zeigen, dass mit Hilfe des GUIs, bezüglich Partikelanzahl und ECD, eine gute Übereinstimmung zum manuellen Auswertverfahren erreicht wird. Das geringere Einschätzen der Roundness könnte durch ein mögliches Abschneiden der dunkleren Partikelränder bei der Separierung von Hintergrund und Polyethylenabrieb resultieren. Handelt es sich hierbei vermehrt um längliche Partikel wird die Roundness unterschätzt. Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass sowohl mittels des manuellen, als auch durch das halbautomatische Auswertverfahren ein Unterschied zwischen den Ergebnissen beider Observer besteht, dieser jedoch unter Verwendung des GUIs geringer ist. Insgesamt kann festgehalten werden, dass das GUI zur halbautomatischen Partikeldetektion die Diskrepanz der Ergebnisse zweier Observer vermindert, es bei Partikelanzahl und ECD eine gute Übereinstimmung zum manuellen Auswertverfahren besitzt und es vor allem aufgrund der hohen Zeitersparnis eine Partikelanalyse wesentlich effizienter gestaltet. Zur genaueren Validierung des Programms sind ein weiterer Observer sowie die Bestimmung der Intra-Reliabilität sinnvoll.

P 59

Zeitabhängige Volumenänderung von resorbierbaren Fixationsschrauben

S. Reimann, K. Welle, A. Weber, L. Keilig, C. Bourauel (Bonn/DE)

Fragestellung

Die Indikation zum Einsatz osteokonduktiver, biodegradierbarer Schrauben aus einer Magnesiumlegierung ist unter anderem die Wiederherstellung von Knochenkontinuität nach Frakturen. Je nach Dimension können diese Schrauben sowohl für Erwachsene als auch für Kinder eingesetzt werden. Diese besondere Art der orthopädischen Schrauben sollten in der gleichen Zeit resorbieren, in welcher der neue Knochen um sie wächst. Auf diese Weise wäre es nicht notwendig, eine zweite Operation für die Explantation der Schrauben anzusetzen. Ziel der Studie war es festzustellen, wie schnell diese resorbierbaren Schrauben im menschlichen Körper abgebaut werden.

Material und Methode

Es wurden für den Menschen zugelassene Fixationsschrauben (MAGNEZIX®) mit einer Länge von 24 mm aus einer resorbierbaren Magnesiumlegierung (MgYREZ) analysiert. Untersucht wurden ausschließlich Schrauben, die aus medizinischen Gründen entfernt werden mussten. Die untersuchten Implantate aus der Kniescheibe und den Handwurzelknochen wurden vom gleichen Behandler der Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Bonn sowohl implantiert als auch explantiert. Zur Berechnung des Volumenverlustes wurden im µCT-Scanner SkyScan 1174.v2 sowohl eine neue, noch nicht benutzte Schraube, als auch teilweise resorbierte Schrauben gescannt. Der Scan wurde mit 50 keV, einer Auflösung von 6,64 µm, einem Averaging von fünf und ohne Filter durchgeführt. Die Schrauben wurden mit der Software NRecon (Version 1.6.10) rekonstruiert. Die Volumenanalyse erfolgte mit dem Programm CTAn (Version 1.16) mit dem Morphometrie-Tool "3D-Analyse" (Bruker microCT (Billerica, USA). Die Abbildungen zeigen eine fabrikneue Schraube (links) und eine nach 6 Wochen explantierte (rechts), beide mit einer Auflösung von 6,64 µm.

Ergebnis

Das Volumen der unbenutzten Schraube betrug 97,83 mm^3, das Volumen der explantatierten Schrauben war nach 6 Wochen gegenüber der fabrikneuen Schraube um 11% reduziert und nach 12 Wochen um 27%. Somit zeigte sich ein annähernd zur Zeit proportionales Resorptionsverhalten. Die µCT-Analyse zeigte signifikante strukturelle Veränderungen, besonders in den fragmentierten äußeren Schichten der explantierten Schrauben. Es blieb jedoch unklar, ob es sich hierbei um eine Deckschicht in Form von biologischen Substanzen oder um eine strukturell reduzierte Schicht der Schraubenlegierung handelte.

Schlussfolgerung

Somit ist die Resorptionsrate dieses neuen Schraubenmaterials klinisch relevant und vergleichbar mit anderen resorbierbaren Schrauben.

Abb. 1

Postersession 9 • Gewebe und Bewegungsapparat

P 60

Ermittlung des E-Moduls humaner Einzeltrabekel im 2-Punkt-Biegeversuch

R. J. Clausing, E. Jakubowitz, M. Kampschulte, M. Rickert, A. Jahnke (Gießen/DE)

Fragestellung

Zur Prüfung von neu entwickelten Verfahren zur osteosynthetischen Versorgung osteoporotischer Humeruskopffrakturen steht bislang kein geeignetes Modell zur Verfügung. Ziel dieser Studie ist daher die Entwicklung eines 3D-Plotter-fähigen Kunststoffmodells auf Basis von Humanproben. Das hier vorgestellte Teilprojekt befasst sich mit der dafür notwendigen Ermittlung des E-Moduls von Einzeltrabekeln.

Material und Methode

Aus der Spongiosa eines kryokonservierten humanen Humeruskopfes wurden Einzeltrabekel freipräpariert und mit einem Ende zwischen zwei Glasobjektträgern fixiert. Das Präparat wurde unter einem Mikroskop in 12 Schritten axial um 180° gedreht und abgebildet. Aus den gewonnenen 2D-Bilddaten wurde dann CAD-gestützt ein 3D-Modell erstellt. Anschließend wurde die Probe in 500 µm Abstand und senkrecht zur Einspannung bei einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit belastet, wobei die aufgebrachte Kraft gemessen wurde. Aus dem Kraft-Weg-Diagramm konnte nach Abzug der Federkonstanten des Messsystems die Federkonstante der Probe ermittelt werden. Anschließend wurde unter Einbeziehung der Finite-Elemente-Methode das E-Modul der Probe bestimmt.

Ergebnis

Es wurden insgesamt 50 Einzeltrabekel präpariert, mikroskopiert und belastet. Hiervon mussten 13 Proben wegen einer Pre-Test-Beschädigung oder der Nichteinhaltung der konstanten Krafteinleitung ausgeschlossen werden. Die eingeschlossenen Proben wiesen ein E-Modul im Bereich von 110 MPa bis 5,09 GPa, im Mittel von 1,29 GPa auf.

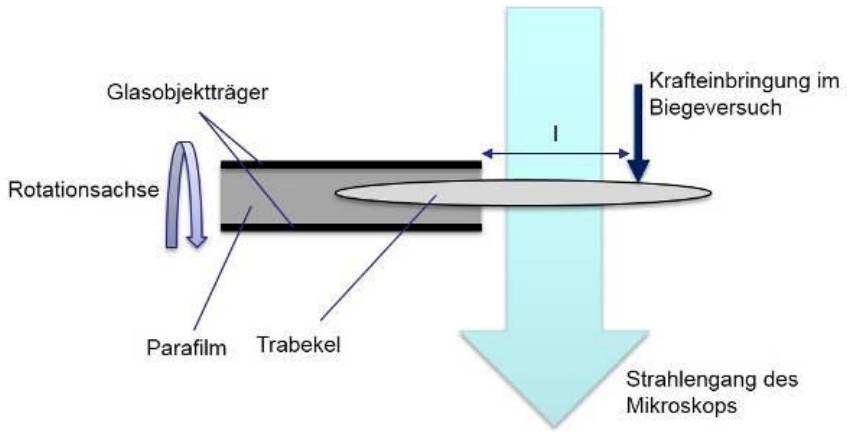
Schlussfolgerung

Die gemessenen E-Moduln als spezifische Materialkonstanten liegen im zu erwartenden Messbereich [Lucchinetti et al. (2000): Review Micromechanical testing of bone trabeculae - potentials and limitations. Journal of Materials Science].

Das hier entwickelte Verfahren zeigt erstmals die Möglichkeit der Messung des E-Moduls am Einzeltrabekel im 2-Punkt-Biegeversuch und erscheint für die Entwicklung eines Modells des humanen Humeruskopfes als geeignet.

Da bisher noch keine spezifischen Referenzwerte für den humanen Humeruskopf, insbesondere des fortgeschrittenen Lebensalters, vorliegen, werden noch weitere Datenauswertungen durchgeführt. Hierfür stehen im Rahmen dieser Studie auch Daten von Untersuchungen der Proben mittels µ-CT bezüglich ihrer Morphometrie und ihres Mineralsalzgehaltes zur Verfügung.

Abb. 1



P 61

Wie effektiv verhindern die Bänder der Hüftkapsel die Luxation des Hüftgelenks?
Eine *in-vitro* Studie der Kapselmechanik in einer Altersspanne zwischen 14 und 93 Jahren

N. Hammer (Dunedin/NZ), S. Schleifenbaum, C. Babian, R. Möbius (Leipzig/DE), F. Sichting (Chemnitz/DE)
T. Prietzel (Leipzig, Blankenhain/DE)

→ wurde nicht präsentiert

P 62

Mechanische und morphologische Eigenschaften der gastrocnemius medialis Muskel-Sehnen-Einheit nach operativ versorgter Achillessehnenruptur

B. Stäudle, G. Laps (Köln/DE), O. Seynnes (Olso/NO), G. P. Brüggemann, K. Albracht (Köln/DE)

Fragestellung

Die viskoelastischen Eigenschaften von Sehnen beeinflussen die funktionale Muskellänge und die Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskelfasern, welche wiederum Einfluss auf Muskelarbeit, -kraft und -effizienz haben [1]. Diese Eigenschaften sind speziell nach Achillessehnenrupturen (ASR) von Interesse, da die Patienten langfristige Kraftdefizite der Plantarflexoren aufweisen [2]. Zudem führen ASR meist zu einer verlängerten Sehne, die die Muskelfasern des M. triceps surae in einen ungünstigen Bereich der Kraft-Längen-Relation zwingen [3]. Studien belegen, dass operativ versorgte ASR langfristig über den Querschnitt die Steifigkeit der Sehne hochregulieren können [4], wodurch womöglich kompensatorisch einer postoperativ verlängerten Sehne entgegengewirkt werden kann. Ziel dieser Studie war es, langfristige Veränderungen der Sehneneigenschaften zu analysieren und Anpassungsmechanismen der Muskelarchitektur aufzudecken, die ebenso Mechanismen darstellen können, einer Verschiebung der Kraft-Längen-Relation entgegenzuwirken.

Material und Methode

Elf männliche Probanden mit operativ versorgter Achillessehnenruptur wurden 4.6 ± 2 Jahre post-OP analysiert. Gastrocnemius medialis (GM) Sehnenlängen, Achillessehnen Querschnitte, Achillessehnen Hebelarme und die mechanischen Sehneneigenschaften wurden mittels Ultrasonographie ermittelt. Die Moment-Winkel-Relation wurde in fünf verschiedenen Winkelpositionen (20° Dorsalflexion bis 20° Plantarflexion) bei synchroner Aufzeichnung der GM Muskelarchitektur via Ultrasonographie erhoben. Für die Abschätzung des optimalen Gelenkwinkels für die Drehmomentgenerierung am Sprunggelenk wurde eine Kurvenanpassung (Polynom 2. Grades) durchgeführt [5]. Das gesunde Bein diente als Kontrollbedingung. Ein Signifikanzniveau von a = 0.05 wurde für alle statistischen Tests herangezogen.

Ergebnis

Die GM Sehne ist auf der betroffenen Seite im Vergleich zur nicht betroffenen Seite signifikant länger (113 ± 10%). Die operierte Seite zeigt einen signifikant größeren Sehnenquerschnitt (195 ± 30%) mit signifikant kürzeren GM Faserlängen in Ruhe (69 ± 9%). Die Sehnensteifigkeit unterschied sich signifikant zwischen den Seiten wenngleich sich die Materialeigenschaften der operierten Seite der Kontrollseite anglichen. Die Sehnensteifigkeit der betroffenen Seite ist dementsprechend 54 ± 24% größer als die der gesunden Seite während der Elastizitätsmodul der betroffenen Seite 9 ± 18% kleiner als der der Kontrollbedingung war. Das Defizit im maximalen Plantarflexionsmoment der betroffenen Seite war 13 ± 12%. Die maximalen Drehmomente traten in signifikant unterschiedlichen Sprunggelenkspositionen auf. Somit lagen diese bei der operierten Seite bei 15° Dorsalflexion und bei der Kontrollseite bei 5° Dorsalflexion. Dies spricht für eine Verschiebung der normalisierten Moment-Winkel-Relation in Richtung Dorsalflexion. Signifikante Unterschiede in der Kraftgenerierungsfähigkeit treten in plantarflektierten Positionen des Sprunggelenkes auf.

Schlussfolgerung

Das regenerierte Sehnengewebe auf der betroffenen Seite hat ein Elastizitätsmodul von 92% der betroffenen Seite erreicht, d.h. die Materialeigenschaften sind 4.6 ± 2 Jahre nach operativ versorgter ASR nahezu wiederhergestellt. Bisherige Untersuchungen, welche jedoch zu früheren Zeiträumen durchgeführt wurden, zeigten einen deutlich geringeren Elastizitätsmodul im Vergleich zur Kontrollbedingung [4]. Hohe Sehnensteifigkeiten der operierten Seite (154%) werden somit durch den vergrößerten Querschnitt und qualitativ hochwertigem Narbenmaterial bedingt. Zudem ist eine Verkürzung der Muskelfaserbündel zu beobachten. Diese Umstellungen des Organismus auf Sehnen- als auch Muskelebene stellen Mechanismen dar, die einer bestehenden Verschiebung der Kraft-Längen-Relation in Richtung Dorsalflexion, bedingt durch eine längere Sehne, nur unzureichend entgegenwirken.

Literatur

1. Lichtwark GA, Wilson AM. *J. Theor. Biol.* 2008
2. Don R, Ranavolo A, Cacchio A, et al. *Clin Biomech* 2007
3. Silbernagel KG, Steele R, Manal K. *AJSM* 2012
4. Schepull T, Kvist J, Andersson C, Aspenberg P. *BMC Musculoskelet Disord* 2007
5. Ullrich B, Brüggemann G. *JSCR* 2008

P 63

Simplified triceps surae muscle volume assessment in the elderly

G. Epro, M. König (Köln/DE), F. Mersmann, A. Arampatzis (Berlin/DE), K. Karamanidis (Köln/DE)

Fragestellung

Muscle volume is an important determinant of the muscle's mechanical power, which is a crucial predictor of functional performance in the elderly population. Based on previous reports from Albracht et al. (2008, J Biomech, 41: 2211–2218) and Mersmann et al. (2014, J Biomech, 47: 1348–1352), it is possible to assess the individual muscle volume within the triceps surae (TS) muscle group in younger adults by only using the maximal anatomical cross-sectional area (ACSAmax), the length of the muscle and a muscle-specific shape factor. The purpose of the present study was to investigate if the previously proposed simplified muscle volume assessment for the TS muscle group is also applicable in the elderly and if muscle-specific shape factors may change with ageing.

Material und Methode

The TS morphological properties of twenty-three older (66 ± 7 years) female adults were determined by using magnetic resonance imaging. The boundaries of all three TS muscles (SOL, soleus; GM, gastrocnemius medialis; GL, gastrocnemius lateralis) were manually outlined in transversal and sagittal image sequences and the resulting muscle contours were used to calculate the volume for each investigated muscle, as the integral of the obtained cross-sectional areas of the contours along the whole length of the muscle. The shape factor for each individual muscle was obtained by dividing the measured muscle volume by the product of ACSAmax and the muscle length, as proposed in Albracht et al. (2008). Paired t-tests were used to investigate possible differences between the measured and both estimated muscle volumes (using newly calculated shape factors from older adults and the reported factors from young adults in Mersmann et al. 2014). The accuracy and conformity between the measured and both estimated muscle volumes were further investigated by using the root mean squares (RMS) differences and the coefficients of determination (R^2).

Ergebnis

The average measured muscle volume of the older female adults was 361.7 ± 64.6 cm^3, 178.7 ± 31.5 cm^3 and 91.0 ± 15.5 cm^3 for SOL, GM and GL respectively, which were not significantly different from the estimated muscle volumes (SOL: 364.0 ± 72.1 cm^3; GM: 179.7 ± 34.1 cm^3; GL: 91.1± 13.5 cm^3). The relative RMS difference between the measured and estimated muscle volumes using the newly calculated shape factors was 6.1%, 8.4% and 9.8% and the R^2 was 0.91, 0.80 and 0.65 for the SOL, GM and GL respectively. However, when using the reported muscle shape factors from the young adults, there was a significant ($p<0.05$) overestimation of the muscle volume for all the compartments of the TS (RMS values of 12-14%).

Schlussfolgerung

The current findings suggest that the previously proposed simplified method for assessing muscle volume by using the maximal cross-sectional area, muscle length and a muscle-specific shape factor in the TS muscle group is applicable for scientific or clinical use in the older population. However, the results also indicate that using the muscle-specific shape factor from younger adults significantly overestimates the muscle volume in the TS muscles in the elderly. This indicates that ageing may not only be accompanied with muscle atrophy, but also changes in the shape of skeletal muscle.

P 64

Biphasic parameter identification of articular cartilage by variation of indenter diameters during creep indentation

P. Foehr (München/DE), T. Reuter (Chemnitz/DE), C. von Deimling, A. Obermeier, L. Kuntz, J. Tübel
R. Burgkart (München/DE)

Fragestellung

Mechanical parameters of biological tissues are important and explicit markers for quantitative tissue characterization. In this study we present how mechanical parameters of articular cartilage can be extracted from creep indentation curves using a model based approach. Additionally the method is also used to determine if there is an influence on the measured mechanical parameters by using three different cylindrical indenter diameters (800/1200/1500 µm) at the same loading height (0.11 MPa) and creep duration (600 s).

Material und Methode

The determination of the material parameters of ovine articular cartilage (medial femur condyle, n=10) was performed by a two-step approach. First, creep indentation measurements were conducted to record the resulting creep-indentation profile over time at a constant creep load (Fig. 1). Second, a computational approach was developed to continue the process of identifying the material properties of articular cartilage (Fig. 2). Therefore, a biphasic finite element model was used to describe the mechanical behavior of articular cartilage. According to the biphasic theory by Mak et al. (1987) the tissue was assumed to consist of an incompressible solid matrix, hydrated with an incompressible fluid.

Ergebnis

After finalizing the measurements and the parameter identification process the material parameters did not significantly differ from each other (One-way ANOVA, followed by Tucky pos-hoc test, $p < 0.05$ was declared as statistically significant). The determined values for the Aggregate modulus were 1.1±0.2 MPa and the permeability 0.002±0.001 mm^4/Ns (mean±standard deviation, respectively). The calculated Poisson's ratio was < 0.01. This low value was expected because of limitations between the experimental creep indentation and the mathematical model. However, the relults are consistant and converge for every sample. The coefficients of determination R^2 for the three indenter diameters were 0.87 (800 µm), 0.94 (1200 µm) and 0.96 (1500 µm).

Schlussfolgerung

We conclude that the combination of experimental and computational methods can act as a highly robust approach to define the material properties of articular cartilage by combining a mathematical model with experimental data from biomechanical tests like creep-indentation. It is also a limiting factor, that the three determined values cannot fully describe the viscoelastic behavior of the highly anisotropic organized articular cartilage. On the other hand, the full evaluation process can be automized and the results will converge for every test. This is a great advantage compared to high order models that often end up in singularities.

Abb. 1

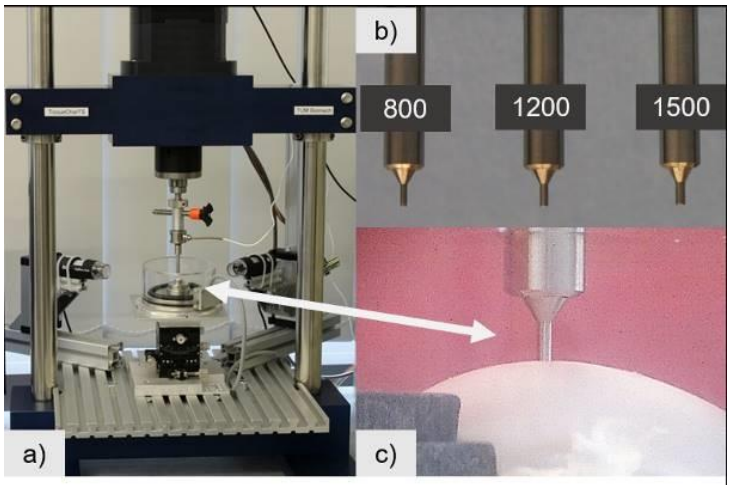


Fig. 1: a) Micro indentation test system (µCCR-Indenter) and b) three cylindrical indenters labeled in µm that were used for loading of c) osteochondral specimen during creep indentation

Abb. 2

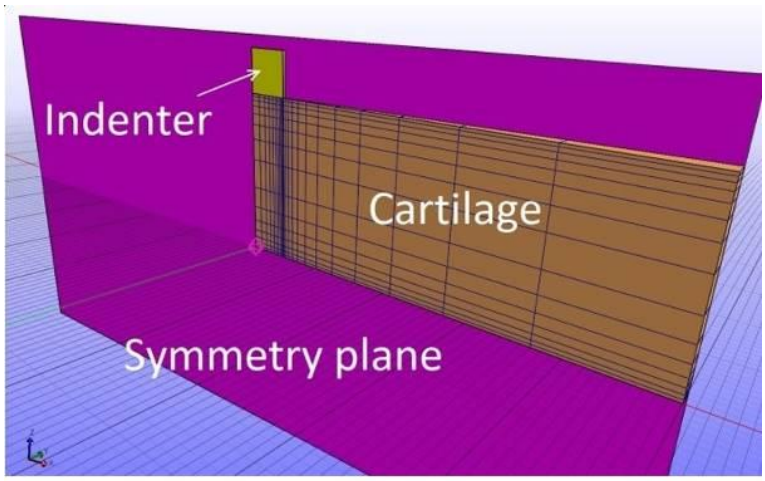


Fig. 2: Axissymmetric FE-model, FE mesh, indenter position and symmetry plane for the parameter identification routine

P 65

Cross-sectional Differences and Longitudinal Change in Knee Extensor Strength in Knees with Symptomatic and Radiographic Osteoarthritis Progression

J. Kemnitz (Ainring/AT), W. Wirth, F. Eckstein (Salzburg, Ainring/AT), A. Ruhdorfer, A. Culvenor (Salzburg/AT)

Fragestellung

Knee extensor weakness is a risk factor for the development of knee osteoarthritis (KOA). The association between knee extensor weakness and radiographic and symptomatic knee OA progression, however, is not clear. The objective of the current study therefore was to evaluate: a) whether knee extensor strength is associated with subsequent symptomatic or radiographic KOA progression; and b) whether prior or concurrent longitudinal change in knee extensor strength is associated with symptomatic and/or radiographic KOA progression.

Material und Methode

We studied 1,814 knees from 1,814 Osteoarthritis Initiative (OAI) participants (age 62±9 years; BMI 29.0±4.6kg/m²) with Kellgren Lawrence grade (KLG) ≤3 at baseline (BL). Isometric extensor strength, WOMAC knee pain and radiographic joint space width (JSW) measurements were available at baseline (BL), year 2 (Y2) and year 4 (Y4) follow-up. Symptomatic progression was defined as an increase of ≥9 in WOMAC knee pain (0 to 100) between Y2 and Y4; and radiographic progression as a JSW loss of ≥0.7 mm in the same period. Knee extensor strength at Y2, change in strength from BL to Y2 (prior to progression), and change from Y2 to Y4 (concurrent with progression) were compared between participants with (N=479) and without (N=1335) symptomatic progression, and between participants with (N=380) and without (N=1434) radiographic progression, using analysis of covariance in men and women separately (adjusted for age and BMI).

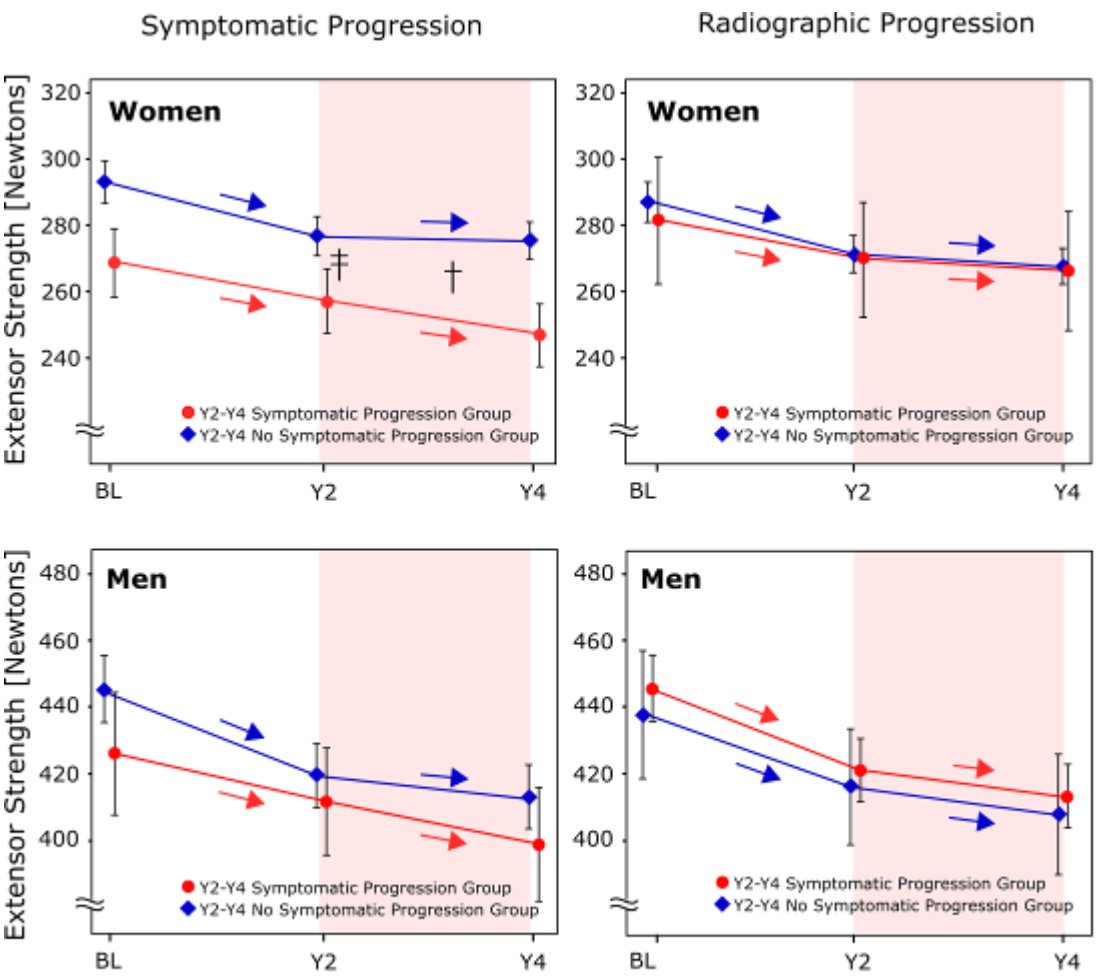
Ergebnis

Women (but not men) with symptomatic progression showed significantly lower extensor strength at Y2 than controls without progression (mean difference 19.8N, 95%CI 9.0, 30.7) (Fig. 1). Further, concurrent loss in extensor strength loss was associated with symptomatic progression in women (mean difference 8.8N, 95%CI 0.5, 17.1), but not in men (Fig. 1). Change prior to progression was not associated with symptomatic decline in neither men nor women (Fig. 1). Knee extensor strength or knee extensor strength loss was not associated with radiographic progression either in men or women (Fig. 1).

Schlussfolgerung

These results identify a potential window for lowering the risk of symptomatic KOA progression in elderly women.

Abb. 1



Crude extensor strength at BL, Y2, and Y4 for men and women with and without symptomatic and radiographic progression. † $P < 0.05$ and ‡ $P < 0.01$ (adjusted for age and body mass index).

P 66

Influence of biceps tenotomy and tenodesis on post-operative shoulder strength

M. Mühling, C. Englert, S. Dendorfer (Regensburg/DE)

Fragestellung

Patients with rotator cuff tears (RCTs) often suffer from pain based on damaged or inflamed tissue inside the glenohumeral joint in addition to the rotator cuff lesion. Hoelscher et al. (2016) [1] showed the influences of different rotator cuff tears on glenohumeral stability. An often comorbidity of rotator cuff tear are long biceps tendon pathologies. A common therapy in such cases is to either cut the long head bicep tendon (biceps tenotomy) or replace the origin from the glenoid to the humeral head (biceps tenodesis). However, the mechanical consequences of such interventions are not well understood. The aim of this study is to achieve knowledge about the mechanical consequences of such procedures to patients" post-operative capability to perform activities of daily living.

Material und Methode

Therefore, detailed musculoskeletal models for different cases (healthy biceps, biceps tenotomy, biceps tenodesis) were created and adapted to the most common RCT combinations and arm positions based on the models from Hoelscher et al. (2016) [1]. Parameter studies were performed in order to investigate the maximum forces and moments that can be applied to the patients" hand for all cases.

Ergebnis

The force analysis shows similarities between biceps tenotomy and healthy biceps but a significant difference for biceps tenodesis in combined RCT of supraspinatus and infraspinatus in 3 of 5 positions. In case of maximum moments, the healthy biceps model behaves as expected and withstands more than the tenotomy and tenodesis model in every position. In 2 of the 5 predefined positions the tenotomy model withstands more applied torque than the tenodesis model which is most likely due to the fact that the long biceps head is the limiting factor.

Schlussfolgerung

A patient with a tenodesis should be able to withstand more or at least just as much applied force than a patient who got treated with the biceps tenotomy method. Nevertheless, the study shows that different therapy methods lead into different strength properties and different force vector directions inside the glenohumeral joint. Mechanically, the tenodesis causes a centered force vector and enables more strength.

[1] Hoelscher, Thomas; Weber, Tim; Lazarev, Igor; Englert, Carsten; Dendorfer, Sebastian (2016): Influence of rotator cuff tears on glenohumeral stability during abduction tasks. In: Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society 34 (9), S. 1628–1635. DOI: 10.1002/jor.23161.

P 67

Validierung eines biomechanischen Simulators zur in-vitro Testung von Kniegelenken

C. Heinrichs, D. Knierzinger, H. Stofferin, W. Schmölz (Innsbruck/AT)

Fragestellung

Das Knie gehört aufgrund der Größe, Komplexität sowie hohen Belastungen zu den verletzungsempfindlichsten Gelenken. Die kombinierten biomechanischen und kinematischen Auswirkungen von Kniegelenksverletzungen sowie deren Behandlungsmöglichkeiten sind bisher nur unzureichend bekannt und untersucht. Daher wurde ein biomechanischer Simulator zur in-vitro Testung von Kniegelenken neu entwickelt.
Durch die Anordnung verschiedenster Dreh- und Gleitlager erlaubt der Testaufbau Kniegelenksbewegungen in allen sechs Freiheitsgraden. Die Kniegelenksbewegungen und die daraus resultierenden Belastungen werden durch eine aktive Ansteuerung der wichtigsten Kniemuskeln erzeugt. Fünf pneumatische Zylinder (DSNU, Festo) simulieren die Muskelkräfte des Quadriceps (v. Medialis, v. Lateralis, v. Intermedius/ r. Femoris) sowie der Hamstrings (Biceps femoris, Semimembranosus/ Semitendinosus). Die Kniegelenkskinematik und Muskelkräfte werden zeitgleich erfasst.
Vor der ersten Anwendung wurde der neue Testaufbau bezüglich seiner Reproduzierbarkeit sowie Sensibilität validiert.

Material und Methode

Vier humane Kniegelenke wurden für die Validierungstests verwendet. Die Knie wurden jeweils dreimal zu je sieben Flexion-Extension-Zyklen zwischen 5° und 60° bewegt. Nach den nativen Knien wurde im ersten Schritt das hintere Kreuzband (HKB) und anschließend im zweiten Schritt zusätzlich das laterale Seitenband (LCL) durchtrennt. Ausgewertet wurden die kinematischen Daten (Varus-Valgus; Innen-Außen Rotation und Anteriore-Posteriore Translation) für jeden Testdurchgang bei 5°, 15°, 30°, 45° und 60°.
Die Reproduzierbarkeit der drei Testdurchgänge wurde anhand des Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) sowie der mittleren Standardabweichung (SD) ermittelt. Die Sensibilität wurde durch den Vergleich der kinematischen Änderung zwischen den Testzuständen überprüft.

Ergebnis

Der neuentwickelte Simulator zeigte für jedes Kniegelenk zwischen den drei Testdurchgängen für alle Testzustände und Winkel eine sehr gute Übereinstimmung (ICC>0,9; Rotation SD<0,4°; Translation SD<0,5mm).
Zwischen den Testzuständen wurden signifikante Unterschiede detektiert ($p<0,05$). Im Vergleich zum nativen Zustand zeigten die Knie nach der Durchtrennung des HKB eine erhöhte Innenrotation. Bei allen Flexionswinkel war der Unterschied größer 2°, mit einem Maximum von 3,6°±2,2° bei 60°. Neben der erhöhten tibialen Rotation zeigte sich eine erhöhte posteriore Translation von 2,3±1,8mm bei 45° und 3,5±1,7mm bei 60°. Die zusätzliche Durchtrennung des LCL resultierte in eine erhöhte Varusrotation von etwa 1° über den gesamten Flexion-Extension-Zyklus.

Schlussfolgerung

Der neuentwickelte Kniegelenksimulator konnte bezüglich seiner Reproduzierbarkeit sowie Sensibilität validiert werden. Der Testaufbau erlaubt Kniegelenksbewegungen in allen sechs Freiheitsgraden. Der Vergleich zwischen den Testdurchgängen zeigte gute Übereinstimmungen und zwischen verschiedenen Testzuständen konnten signifikante Unterschied detektiert werden. In Zukunft ermöglicht der Testaufbau in-vitro Untersuchungen von Kniegelenksverletzungen sowie deren Behandlungsmöglichkeiten. Diese können anhand eines direkten biomechanischen und kinematischen Vergleichs zwischen dem nativen, verletzten sowie behandelten Zustand evaluiert werden.

P 68

Der Transfer der langen Bizepssehne auf die conjoint tendon
Eine biomechanische Studie

M. F. Pastor, M. Krämer, M. Wellmann, C. Hurschler, T. Smith (Hannover/DE)

Fragestellung

Die Tenodese der langen Bizepssehne wurde schon intensiv untersucht und es existiert eine Vielzahl von operativen Möglichkeiten. Das Ziel der biomechanischen Studie war es die maximale Festigkeit von zwei unterschiedlichen Techniken der Bizepssehnentenodese zu vergleichen. Unsere Hypothese war es, dass die beiden Techniken die gleichen biomechanischen Eigenschaften haben.

Material und Methode

Es wurden zwei unterschiedliche Techniken der Bizepssehnentenodese anhand von 12 Schulterpräparaten, die in zwei Gruppen á 6 Präparate aufgeteilt wurden, untersucht. In der ersten Gruppe wurde die lange Bizepssehne auf die conjoint tendon transferiert und mittels fortlaufender Naht (Fiberwire No. 2, Arthrex Inc., Naples, FL, USA) fixiert. In der zweiten Gruppe wurde eine intraossäre suprapectorale Tenodese mittels Tenodeseschraube (PEEK SwiveLock tenodesis screw 8mm, Arthrex Inc., Naples, FL, USA) durchgeführt. Nach einer Vorspannung von 10 N erfolgte eine zyklische Belastung von 60 N und 100 N mit jeweils 100 Zyklen und einer Frequenz von 0.5Hz. Anschließend wurde die maximale Ausrisskraft (ultimate load of failure) getestet. Die biomechanische Testung erfolgte in einer Materialprüfmaschine (MTS 858 Mini Bionix, Eden Prairie, MN, USA).

Ergebnis

Zwischen den beiden Gruppen bestand kein signifikanter Unterschied im Alter, Knochendichte oder Gewicht. Während der zyklischen Belastung mit 60 N wurde in der Gruppe der suprapectoralen Tenodese ein Herauslösen der Sehne aus der Tenodese beobachtet. Die mittlere Ausrisskraft betrug 294.15 N (± 107.78) in der Gruppe der Transposition und 186.76 N (±79.63) in Gruppe der suprapectoralen Tenodese. Jedoch war dieser Unterschied nicht signifikant ($p=0.18$).

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse demonstrierten gleiche biomechanische Eigenschaften für die beiden Tenodeseformen. Die Transposition der langen Bizepssehne könnte sowohl als primäre Operation als auch Revisionsoperation durgeführt werden, um den potenziellen Anteil der Patienten mit persistierenden postoperativen Schmerzen im Sulcus bizipitalis zu reduzieren und hat eine vergleichbare Festigkeit zur Standardverfahren der Bizepstenodese.

Abb. 1

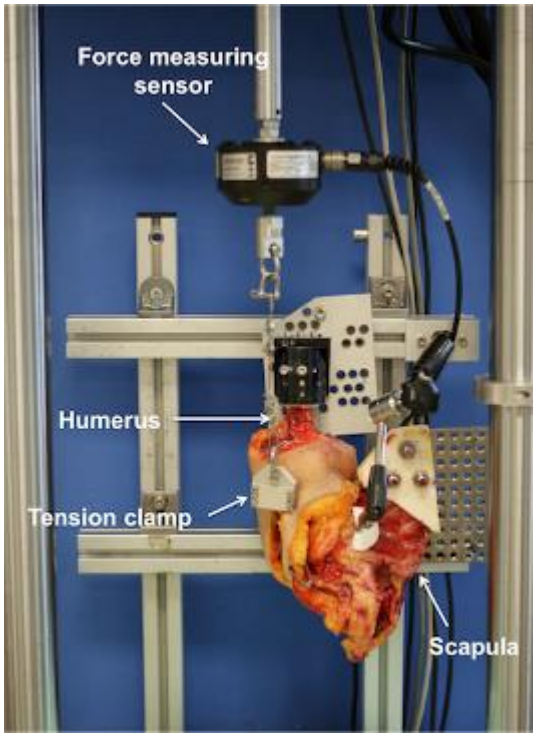
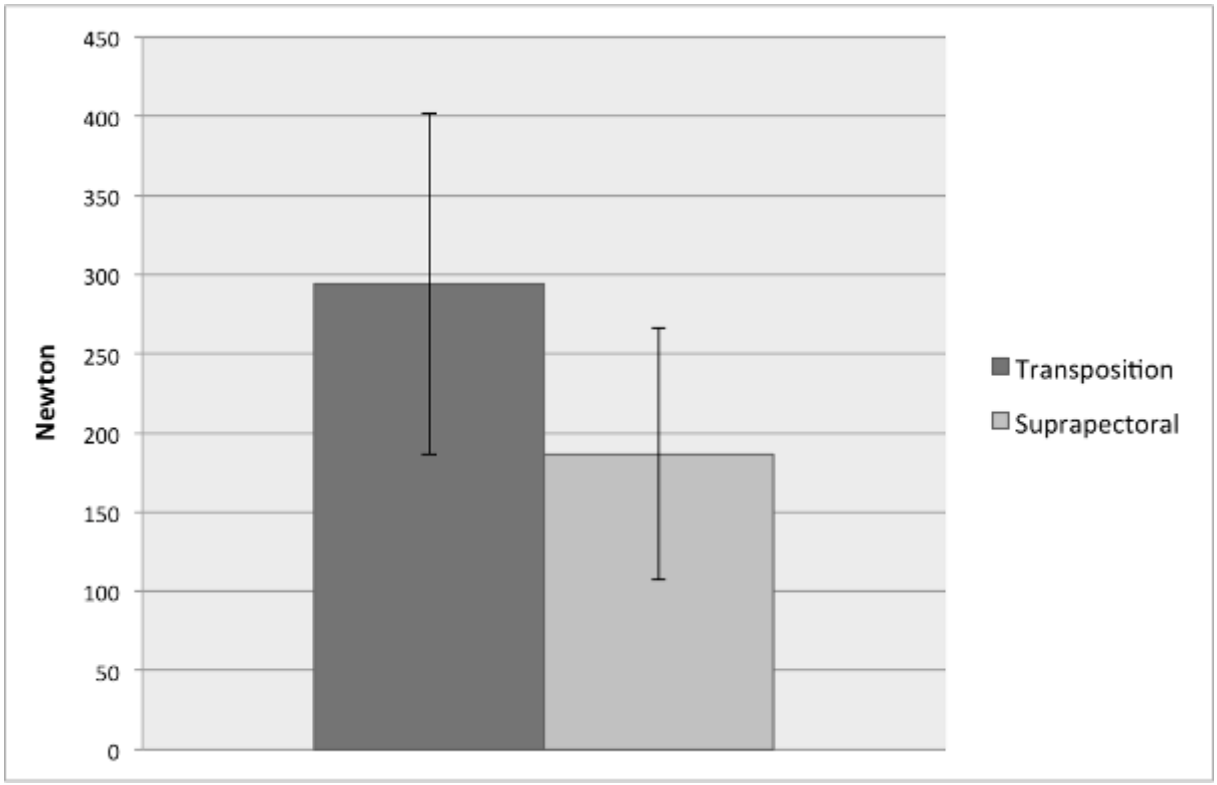

Force measuring sensor
Humerus
Tension clamp
Scapula

Abb. 2


450
400
350
300
250
200
150
100
50
0
Newton
Transposition
Suprapectoral

P 69

Biomechanische Evaluierung einer neu entwickelten minimalinvasiven (MI) Technik zur lumbopelvinen Stabilisierung (LPS)

S. Decker, C. W. Müller, C. Hurschler, C. Krettek, M. Krämer (Hannover/DE)

Fragestellung

Wie ist die biomechanische Stabilität der zur Reduzierung von Weichteilinfekten im Zugangsbereich neu entwickelten MI LPS mit Querstange zwischen den Iliumschrauben im Vergleich zu konventionellen Techniken der LPS?

Material und Methode

Verwendet wurden sechs humane unfixierte Präparate nach vorheriger Knochendichtemessung. Ein Präparat wurde während der Versuche beschädigt und aus der Auswertung ausgeschlossen. Die Versuche an einer Materialprüfmaschine wurden mit jeweils 100N Vorlast für die axiale und torsionale Testung durchgeführt. Die maximale axiale Last war 750N, das maximale Moment während der Torsion ±8Nm. Folgende Instrumentierungen wurden in jeweils 5 Zyklen getestet: LPS LWK3/4 auf Ilium mit und ohne Querverbinder (QV), MI LPS mit und ohne QV sowie bilaterale Iliosakralschrauben (IS-Schrauben). Es wurde eine Osteotomie auf Höhe SWK2 im Sinne einer Sakrumausbruchsverletzung durchgeführt. Untersucht wurden die Bewegungen zwischen LWK3, SWK1 sowie den Cristae iliacae (CI) bds. unter Verwendung eines optischen Navigationssystems. Die statistische Analyse erfolgte mit SPSS (Version 23). T-Tests für unabhängige Gruppen wurden angewendet.

Ergebnis

Dargestellt werden die Ergebnisse der osteotomierten Präparate: Bei Betrachtung der CI rechts und SWK1 unter torsionaler Belastung war die absolute (abs.) Translation der MI LPS stabiler als die native Fraktur bei Torsion im Uhrzeigersinn (UZS) ($p=0,043$). Die abs. Rotation bei Torsion gegen den UZS war bei der MI LPS kleiner als bei bilateralen IS-Schrauben ($p=0,040$). Bei Torsion im UZS war die MI LPS stabiler als die native Fraktur ($p<0,001$). CI links und rechts in Relation zu SWK1 betrachtend war im osteotomierten Präparat die MI LPS für Torsionsbelastung bei Betrachtung der abs. Rotation tendentiell stabiler als alternative OP-Techniken ($p=0,051$ und 0,077 für MI LPS vs. IS-Schrauben sowie LPS mit und ohne QV gegen und mit UZS, CI links / SWK1; $p=0,060$ und 0,099 für MI LPS vs. IS-Schrauben sowie LPS mit und ohne QV gegen und mit UZS, CI rechts / SWK1). Im Vergleich zur bilateralen IS-Schraube war die Stabilität der MI LPS sowohl für Translation als auch Rotation zwischen LWK 3 und SWK 1 größer ($p=0,004$ & 0,006; 0,011 & 0,008). In der Torsionsanalyse der SWK1 und CI links war die abs. Translation der MI LPS geringer als bei bilateralen IS-Schrauben ($p=0,031$, gegen UZS).

Schlussfolgerung

Die MI LPS bietet in diesem Modell eine höhere Torsionsstabilität als konventionelle LPS-Instrumentierungen. Biomechanisch ist sie den getesteten anderen etablierten Techniken zur lumbopelvinen bzw. iliosakralen Fixierung ansonsten gleichwertig.

Postersession 10 • Zahn- und Kieferbiomechanik

P 70

A Finite Element Analysis Study Comparing the Biomechanical Characteristics of Immediately Loaded and Osseointegration Dental Implants Inserted into Sika Deer Antler

Y. He, I. Hasan, L. Keilig (Bonn/DE), D. Fischer (Hellenthal/DE), L. Ziegler (Gießen/DE)
M. Abboud (New York, NY/US), G. Wahl, C. Bourauel (Bonn/DE)

Fragestellung

There is a trend to use an immediate loading protocol in implant-supported dental prosthetics. However, the main disadvantages in existing animal models for investigating immediately loaded implants are the uncontrolled loads that are exerted on the implants and the sacrificed fate of the animal. For these reasons, exploring a novel animal model that allows applying controlled forces on the inserted implants and keep the behaviour of the animal as normal as possible is desirable. The objective of this study was to compare the bone remodelling and biomechanical characteristics of immediately loaded and osseointegrated dental implants inserted into Sika deer antler and develop a theoretical basis to implement an alternative animal model for studying bone remodelling around dental implants.

Material und Methode

Two implants per antler were inserted into Sika deer antler with a distance of 5 cm. One implant was loaded immediately via a self-developed loading device. The other implant was submerged and unloaded as control. Immediately loaded implants and surrounding tissue were harvested from the antler after different loading periods. The unloaded implants were collected after shedding of antler. Specimens were scanned in a µCT scanner and the bone mineral density (BMD) of deer antler tissue was measured. Data were imported into a FE package to construct finite element models with spongious bone microstructure. A vertical force of 10 N was applied on the implants. The mean values of maximum displacements, stresses and strains were recorded and compared as mean ± standard deviation.

Ergebnis

After shedding of the antler, the density of antler tissue remained in a similar range in all specimens. In one antler the BMD of antler tissue around immediately loaded implant was much higher (2.00±0.53 g/cm3) than that around osseointegrated implant (1.30±0.11 g/cm3). For one further antler with immediately loaded implants all the biomechanical parameters were significantly higher than those of the antler part with osseointegrated implants ($P<.05$) and wider distributions were obtained from immediately loaded models. Conversely, for the first antler models the displacements of the implant and strains in antler tissue of immediately loaded models were significantly lower than for osseointegrated models ($P<.05$). The maximum values of displacement and stresses in implant and stresses and strains in antler tissue were significantly different among the osseointegrated implant models.

Schlussfolgerung

(1) After the shedding of the antler, BMD of antler tissue around inserted implant remained in a similar and reasonable value. Implants inserted into sika deer antler did not disturb the growth and calcification process of the antler. (2) Density of antler tissue around the implant increased to relatively higher values under immediately loading conditions and seemed to be reduced with submerged healing and osseointegration of the implant. (3) The biomechanical values are influenced by the density of antler tissue, the geometry of antler tissue and contact condition of bone-implant interface.

P 71

Automatisierung der Erstellung patienten-spezifischer Zahnmodelle aus Röntgenbildern

C. Dirk, L. Keilig, S. Reimann, C. Bourauel (Bonn/DE)

Fragestellung

Im Rahmen kieferorthopädischer oder zahnärztlicher Behandlungen sowie auch in der Forschung ist eine Information über die geometrischen Abmessungen der Zahnwurzel von großer Bedeutung. Da eine direkte Bestimmung nichtinvasiv nicht möglich ist, bleibt im Allgemeinen nur eine Messung an skalierten Röntgenbildern. Ziel dieser Arbeit war, diesen Prozess zu automatisieren.

Material und Methode

Ausgehend von Orthopantonogramm-Röntgenbildern, bei denen während der Aufnahme eine Stahlkugel bekannten Durchmessers (4 mm oder 5 mm) auf einem Zahn befestigt war, wird von einem selbstgeschriebenen Programm der Zahn und die Stahlkugel in dem Bild gefunden und segmentiert. Anschließend werden Zahnlänge, Wurzellänge und –breite gemessen und mittels der gemessenen Werte für Länge und Breite der Kugel die Verzerrung der Röntgenaufnahme berechnet, so dass die In-situ-Maße von Zahn und Wurzel bestimmt werden können. Die Bildsegmentierung wird hierbei durch ein Hidden Markov-Modell realisiert, in dem die Grauwerte des Röntgenbildes als Emissionen und die Zuordnung (Zahn, Gewebe, Stahlkugel) als verborgener Zustand modelliert werden.

Ergebnis

Die Bildsegmentierung läuft erfolgreich in durchschnittlich weniger als 3 Sekunden pro Bild. Zur Überprüfung der Genauigkeit wurde das Hidden Markov-Modell mit 70 % der Datensätze trainiert, die verbleibenden 30 % wurden zum Testen verwendet. Es ergaben sich Abweichungen von maximal ± 0,8 mm, was eine hinreichend genaue Finite-Elemente-Modellerstellung erlaubt.

Schlussfolgerung

Zwar können bis jetzt nur einwurzelige Zähne von dem Programm korrekt berechnet werden, aber eine Erweiterung zur Erkennung von Molaren erscheint möglich. Abgesehen von dieser Limitierung ist eine Automatisierung der FE-Modellerstellung bei hoher Wiederholgenauigkeit durchführbar.

P 72

Einfluss der Implantatpositionierung auf das biomechanische Verhalten einer Totalprothese auf vier Implantaten im Oberkiefer

L. Keilig, S. Hersey, I. Hasan, H. Stark, C. Bourauel (Bonn/DE)

Fragestellung

Für zahnlose Patienten bietet implantatgetragener Zahnersatz eine Möglichkeit zur adäquaten prothetischen Versorgung. Im Unterkiefer ist das All-On-4-Konzept ein etabliertes und wohl-dokumentiertes Protokoll, während das gleiche Konzept im Oberkiefer nur durch eine geringe Zahl von Studien untersucht wurde. Einflussgrößen, wie die vorhandene Knochenqualität und die anatomische Situation, liefern einen Rahmen für die Anzahl und Position der Implantate in solch einer Brückenkonstruktion, dennoch hat der Behandler bei diesen Parametern einigen Entscheidungsspielraum. Dabei haben insbesondere Anzahl und Position der Implantate einen entscheidenden Einfluss auf die biomechanische Lastübertragung von der prothetischen Versorgung in den umgebenden Alveolarknochen. Ziel dieser Studie war es, das biomechanische Verhalten des All-on-4-Konzepts im Oberkiefer in Abhängigkeit von der Implantatpositionierung mit numerischen Methoden zu untersuchen.

Material und Methode

Auf Basis eines CT-Scans wurde das Finite-Elemente(FE)-Modell eines zahnlosen Oberkiefers erstellt. Vier Implantate (tioLogic®, Länge 13 mm, Durchmesser 4,2 mm, Dentaurum) wurden aus CAD-Daten modelliert und entsprechend des All-on-4-Konzepts positioniert: zwei auf Höhe der oberen seitlichen Schneidezähne und zwei im Bereich der oberen zweiten Prämolaren. Drei Modellvarianten wurden jeweils in der Angulation (30°, 35° und 40°) der hinteren beiden Implantate erstellt. Ein idealisiertes Brückengerüst wurde auf diesen Implantaten in allen FE-Modellen erzeugt, und zwischen den Implantaten und der Brücke wurden jeweils gewinkelte Implantataufbauten modelliert. Eine Gesamtkraft von 100 N beziehungsweise 400 N wurde auf die Oberseite des Gerüstes appliziert, entweder gleichmäßig verteilt oberhalb jedes Implantates, verteilt auf die beiden vorderen Implantate oder auf eins der beiden hinteren Implantate. Für jede Modell- und Belastungsvariante wurden die Simulationen einmal unter Annahme einer Sofortbelastung sowie nach vollständiger Osseointegration durchgeführt.

Ergebnis

Die Belastung des Brückengerüsts resultierte in Verschiebungen von bis zu 35 µm bei Belastung eines einzelnen Implantates mit 400 N. Das Einheilen der Implantate reduzierte die berechneten Verschiebungen um etwa 10% im Vergleich zu dem gleichen Modell bei Sofortbelastung. Gleichzeitig erfolgte eine deutliche Reduktion der Spannungen im umgebenden kortikalen Knochen (von 119 auf 16 MPa bei 400 N gleichmäßig auf alle Implantate verteilt) sowie der Verzerrungen im trabekulärem Knochen (von 5.840 auf 850 µstrains im selben Modell). Besonders bei der Belastung einzelner hinterer Implantate wurden Verzerrungen von bis zu 48.800 µstrain ermittelt, was den Grenzwert für eine pathologische Belastung um mehr als das zehnfache überschreitet. Sofortbelastung erzeugte abhängig von der Angulation eine deutlich unterschiedliche Belastungscharakteristik (Spannungen im kortikalen Knochen: 81 MPa, 273 MPa und 65 MPa bei Angulation von 30°, 35° und 40° bei Belastung der beiden vorderen Implantate mit 400 N). Nach der Osseointegration lag die Spannung im kortikalen Knochen unabhängig von der Angulation bei etwa 16 MPa.

Schlussfolgerung

Die ermittelten biomechanischen Kenngrößen bei Sofortbelastung erscheinen sehr hoch, wobei berücksichtigt werden muss, dass die Höhe der aufgebrachten Kraft höher ist als die üblicherweise im Mund der Patienten beobachteten Kräfte. Dennoch muss besondere Sorgfalt darauf gelegen werden, dass ein vollständiges Einheilen der Implantate möglich ist. Der Einfluss der Angulation posteriorer Implantate auf das Belastungsverhalten scheint mit der fortschreitenden Osseointegration abzunehmen.