

Ein osteoligamentäres Finite Elemente Modell des humanen Beckens zur Simulation biomechanischer Belastungsversuche

von S. Klima, J. Böhme, H. Steinke, V. Slowik, C. Josten*)

Kurzfassung

Biomechanische Belastungsversuche an humanen Kadaverbecken sind komplex, fehleranfällig und aufgrund ethischer Beschaffungsprobleme auf kleine Fallzahlen begrenzt. Viele Fragen der optimalen Stabilisierung von Beckenfrakturen sind bis heute ungeklärt. Mit Hilfe des Finite-Elemente-Verfahrens könnten viele Probleme der konventionellen Biomechanik gelöst werden. Voraussetzung für ein brauchbares Modell ist die Wirklichkeitsnähe zum natürlichen Becken. Die individuelle Anatomie, die Knochenstruktur und der komplexe Bandapparat müssen Berücksichtigung finden. Ein solches osteoligamentäres Grundmodell auf Basis von Computertomographie, Magnetresonanztomographie, anatomischen Feinschnitten und biomechanischen Versuchen zur Ermittlung der E-Moduli wurde geschaffen. Die Belastungsversuche am FEM-Beckenmodell wurden mit biomechanischen Tests am frischen Kadaverbecken und am industriell gefertigten Kunststoffbecken verglichen. Die Versuche am FE-Beckenmodell zeigten klare Vorteile: Unabhängigkeit von mechanischen Messeinrichtungen und Einspannungen, Vermeidung individueller Fehler durch Verwendung stets desselben Modells, gezielte Aussage einer einzelnen Einflussgröße auf das Gesamtobjekt „Becken“ ist möglich, Qualitätsminderung des Objektes durch die Versuche ist ausgeschlossen, konstante Versuchsbedingungen ohne Einfluss von außen, Anzahl der Versuche nahezu unbegrenzt und nur von der Rechnerleistung limitiert. Durch Weiterentwicklung des Modells kann die Aussagekraft noch weiter erhöht werden.

*) Priv.-Doz. Dr.med.habil. Stefan Klima
Dr.med. Jörg Böhme
Prof.Dr.med.habil. Christoph Josten
Universitätsklinikum Leipzig AöR, Klinik für Unfall- Wiederherstellungs- und Plastische Chirurgie, Liebigstr. 20a, 04103 Leipzig
Dr. rer. medic. Hanno Steinke
Institut für Anatomie der Universität Leipzig, Liebigstr. 13, 04103 Leipzig
Professor Dr.-Ing. Volker Slowik
Institut für experimentelle Mechanik an der Hochschule für Technik, Wirtschaft und Kultur Leipzig (FH), Karl-Liebknecht-Straße 132, 04277 Leipzig

Abstract

Biomechanical tests with human pelvis are complex, fault-prone and because of ethical problems limited on a small caseload. A lot of questions regarding optimal stabilization of pelvic fractures are unsettled. The Finite Element Method can be used to find a solution for many problems of conventional biomechanics. The comparability to a natural human pelvis is the premise for a practical model. The individual anatomy, bone structure and the ligaments must be respected. We created a FE-Model based on CT-scans, MR-scans, anatomical slices and biomechanical tests for determination of Young's moduli. The virtual load tests on the FEM are compared with biomechanical tests on fresh cadavers and usual plastic

pelvis. The FEM-tests showed obvious advantages: Independence of mechanical measuring systems and fixations, avoidance of individual errors owing to use of the same model, detailed statement regarding the influence of one value on the entire model "pelvis", loss of quality of the object during the tests is excluded, constant test conditions, unlimited number of tests. The further development of the FE-model in the future can increase the conclusiveness of the tests.

Keywords

Finite element method, pelvic injury, pelvic surgery, biomechanics, FEM-simulation

Schlüsselwörter

Finite Elemente Methode, Beckenverletzung, Beckenchirurgie, Biomechanik, FEM-Simulation

Mit einer jährlichen Inzidenz von 20-40 pro 100.000 Einwohner gehören Beckenfrakturen im Vergleich zu Extremitäten-

schädigungen zu den relativ seltenen Verletzungen [2,10,11,]. Hochrasanztraumen betreffen häufig junge Patienten, die im Rahmen eines Verkehrsunfalls oder Sturzes aus der Höhe verunglücken. Beckenverletzungen treten hier meist kombiniert mit anderen Verletzungen auf. Low-energy-Verletzungen, in der Regel infolge eines Sturzes, sind häufiger und betreffen meist ältere Patienten [8].

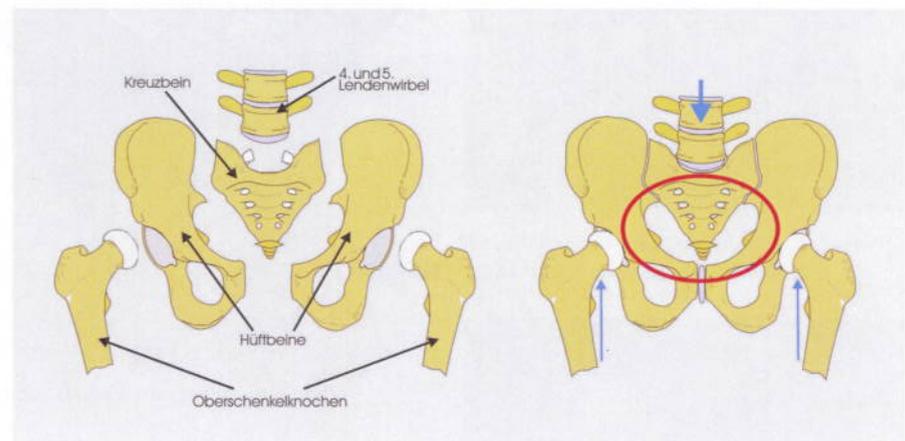


Bild 1: Die knöchernen Komponenten des Beckens mit angrenzender Wirbelsäule und Oberschenkelknochen. Zusammengesetzt bilden Hüftbeine und das Kreuzbein den Beckenring (rote Markierung), die einwirkenden Kräfte werden von der Wirbelsäule und beiden Oberschenkelknochen eingeleitet (blaue Pfeile)

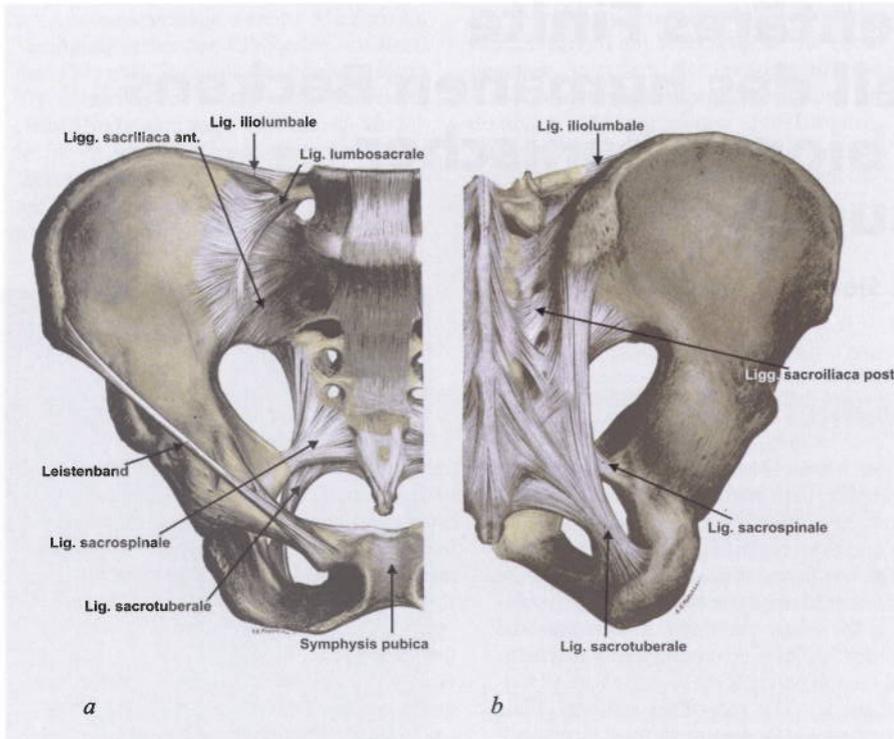


Bild 2: Bandstrukturen des Beckens von vorn (3a) und von hinten (3b) gesehen

Biomechanik des Beckenrings

Das ringförmig konstruierte Becken verbindet die Wirbelsäule mit den unteren Extremitäten. Es ist aus den paarigen Hüftbeinen und dem Kreuzbein zusammengesetzt (Bild 1). Eine feste Bandverbindung zwischen den Knochen ist die Grundvoraussetzung für die hohe Beckenstabilität (Bild 2).

Aus einer Gewalteinwirkung von vorne oder der Seite auf das Becken resultiert eine horizontale Instabilität (Bild 3). Meist durch Sturz aus der Höhe kommt es infolge einer vertikal auf das Becken einwirkenden Kraft zu einer zusätzlichen vertikalen Instabilität (Bild 4).

Biomechanische Versuche als Grundlage zur Entwicklung moderner operativer Behandlungsmethoden

Die Effektivität der vielfältigen operativen Möglichkeiten ist im Focus zahlreicher biomechanischer Belastungsversuche. Teils komplexe biomechanische Untersuchungen hatten stets das gleiche Ziel, den stabilisierenden Effekt der verschiedenen Implantate und Philosophien zu objektivieren. Zwar konnte mit keinem der getesteten Implantate die Stabilität des intakten Beckenringes erreicht werden, doch leistete jede dieser Untersuchungen einen Beitrag zur Optimierung der chirurgischen Behandlung. Die hohe Variabilität

der Versuche, Versuchsobjekte (Kadaverbecken, Plastikbecken), Versuchsläufe, Belastungen und verwendeten Implantate macht eine Vergleichbarkeit nahezu unmöglich [1,3,4,5,6,9,12,13,14,15,16,17,18,19,20].

Finite Elemente Modelle des Beckens

Die Methode der Finiten Elemente (FEM) ist ein Verfahren zur Simulation des mechanischen Verhaltens verschiedener Objekte unter Belastung. Auch für die Simulation biomechanischer Tests stellt diese Methode eine attraktive Alternative zu konventionellen biomechanischen Versuchen dar.

Die FEM-Versuche wurden im Vergleich zu parallel durchgeführten biomechanischen Tests am Kadaverbecken geplant und durchgeführt (Bild 5).

Die Basis für die Erstellung des FE-Beckenmodells waren computertomographische Schnittbilder humaner, unverletzter Becken mit einer Schichtdicke von 2 Millimetern (Bild 6). Aus diesen Schnittbildern wurde zunächst mit Hilfe eines CAD-Programms ein dreidimensionales Abbild des Beckens erzeugt und anschließend die Konturen der einzelnen Schichten mit polygonalen Linien hervorgehoben und räumlich orientiert (Bild 7). Über die Definition von Oberflächen wurden dann Volumina für Hüftbein, Kreuzbein, Wirbelsäule, Symphyse und Iliosakralgelenk erzeugt. Das so erstellte Halbbeckenmodell ist für unfallchirurgische Last- und Stabilitätsanalysen des gesunden, verletzten und stabilisierten Beckenringes nur sehr eingeschränkt nutzbar. Nur unter Annahme von Antimetrie- bzw. Symmetriebedingungen ist es möglich, antimetrische bzw. symmetrische Randbedingungen zu berechnen und Rückschlüsse auf das gesamte Becken zu zie-

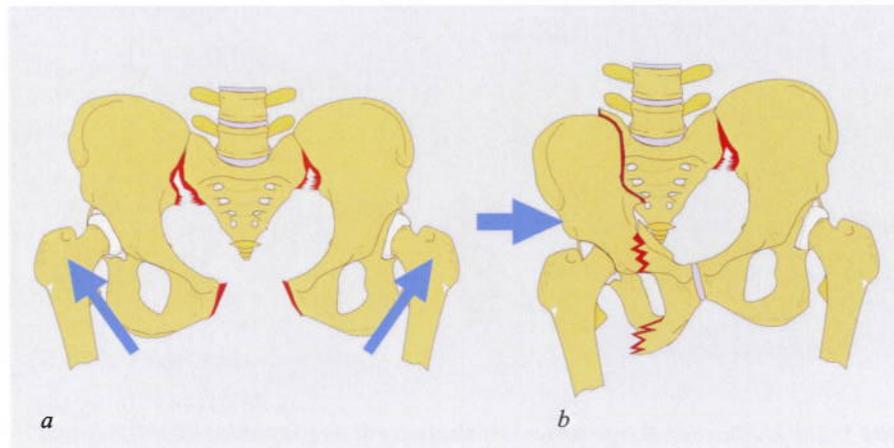


Bild 3: Horizontal instabile Verletzungen
a) open book-Verletzung, b) laterale Kompressionsverletzung

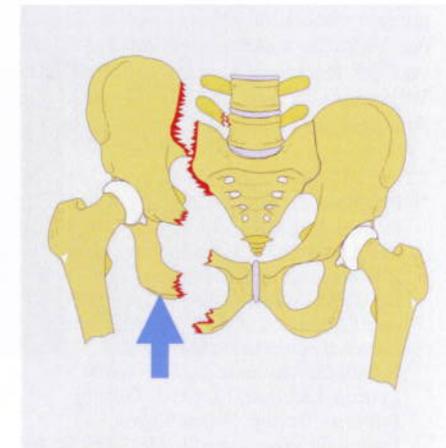


Bild 4: Horizontal und vertikal instabile vertical-shear Verletzung

hen. Der Vorteil eines Halbbeckensmodells liegt zweifelsfrei in der Reduzierung der notwendigen Rechenzeit und des Modellierungsaufwandes. Sowohl das verletzte als auch das chirurgisch wiederhergestellte Becken verstoßen gegen diese Symmetriebedingungen, so dass die Notwendigkeit besteht, ein Gesamtbecken zu modellieren. Der komplette Beckenring wurde durch Spiegelung des erstellten Hemi-Beckens erstellt. Dieses geometrische Grundmodell gestattet dann Simulationen unter beliebigen Belastungsannahmen. Mit dem Ziel, im Finite Elemente Modell sowohl die knöchernen als auch die ligamentären Strukturen zu berücksichtigen, wurden in das Grundmodell die zu untersuchenden Bänder sowie der 4. und 5. Lendenwirbel integriert. Für die Wirbel wurden wiederum aus CT-Schnittbildern Volumenkörper erstellt

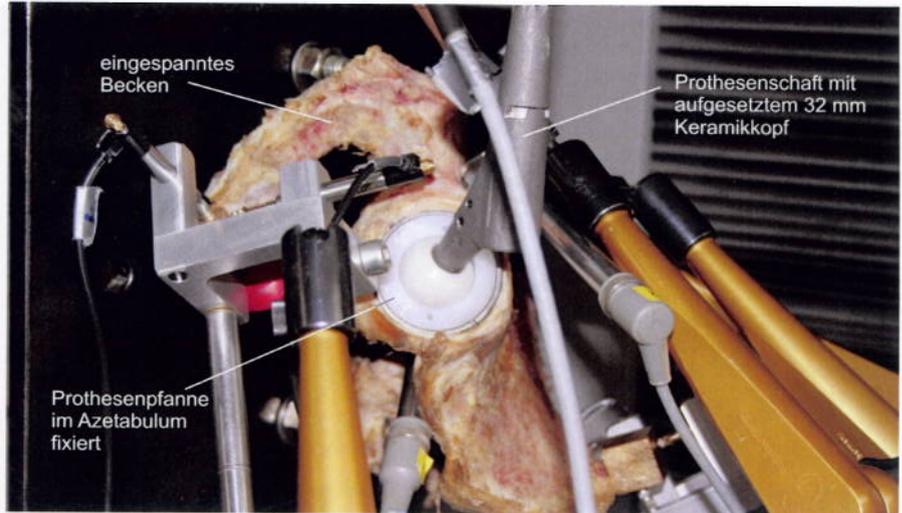


Bild 5: Versuchsanordnung für die mechanischen Stabilitätstests am Kadaverbecken



Bild 6: 2D-Schichtaufnahme des Becken-CT, Umrandung der Knochenstruktur mit einer Polylinie

und in das FEM-Programm ANSYS® importiert (**Bild 8**). Um biologisch ähnliche Verhältnisse zu simulieren, wurden sowohl der oberflächliche kortikale als auch der innen gelegene spongiöse Knochen und auch der komplette Bandapparat eingearbeitet und mit entsprechenden

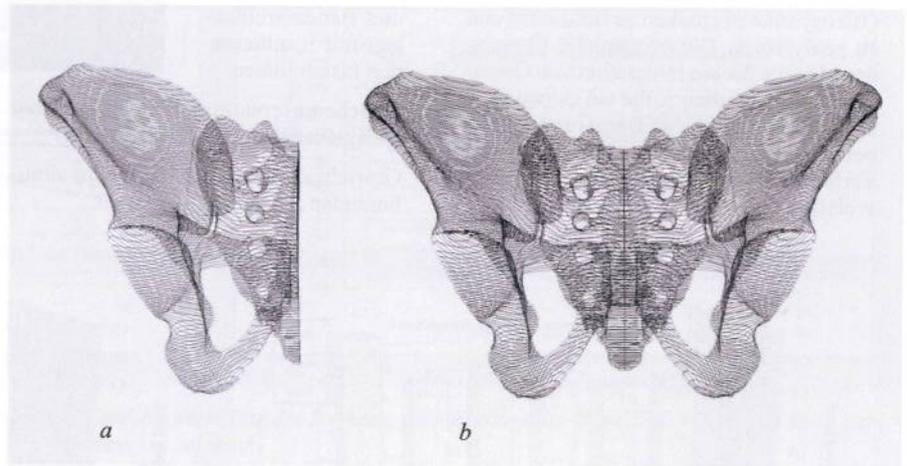


Bild 7: Im Programm AutoCAD® erstelltes a) Halbbeckenmodell anhand von 110 CT-Schnittbildern und b) durch Spiegelung berechnetes Komplettbecken

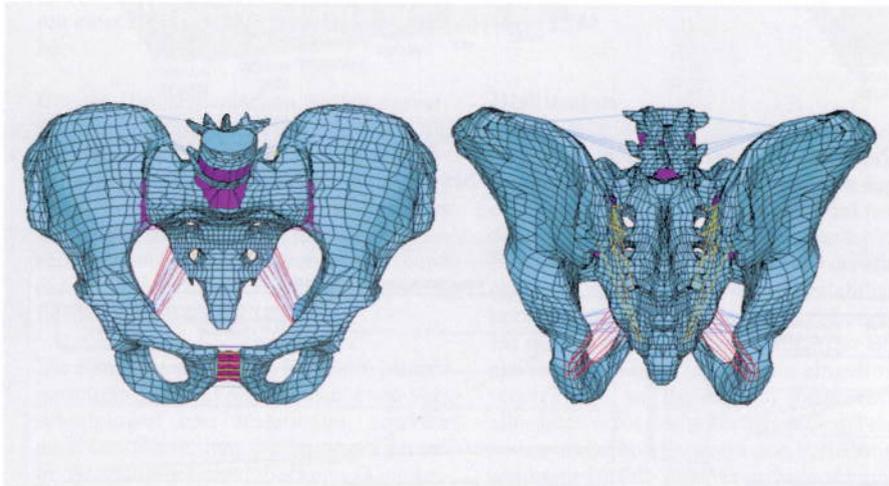


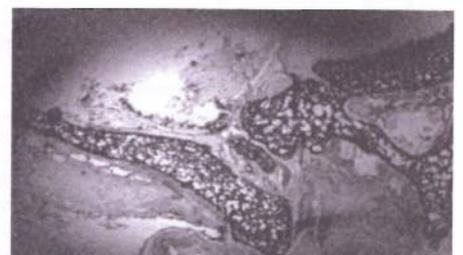
Bild 8: Grundmodell mit integriertem Bandapparat und Lendenwirbeln 4 und 5

Materialkennzahlen versehen. Der Faserverlauf der Bänder wurde in anatomischen Dünnschnittschnitten (**Bild 9**) und hochauflösende 7-Tesla MRT-Schnitte (**Bild 10**) ermittelt. Die Materialkenn-



Bild 9: Plastiniertes Dünnschnitt-Präparat des menschlichen Beckens

Bild 10: 7 Tesla-MRT Schnittbild des humanen Beckens in Höhe des Iliosakralgelenks und des 1. Sakralwirbels

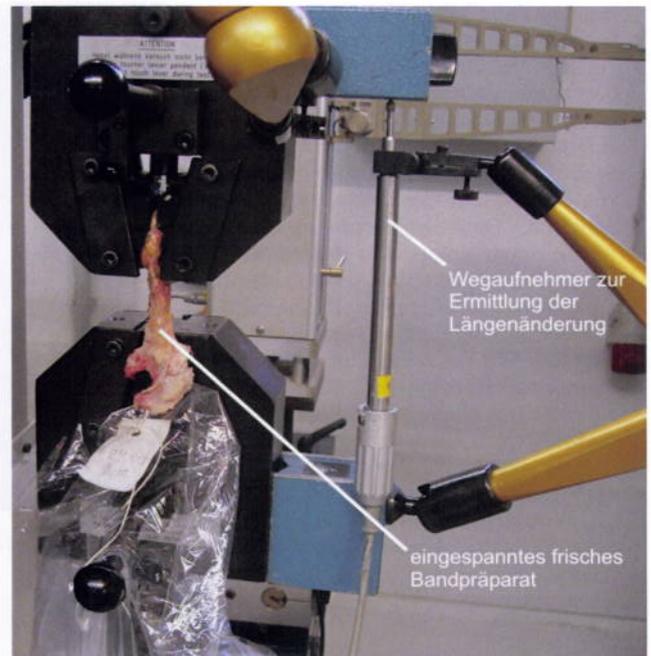


zahlen für den Bandapparat wurden in biomechanischen Zugversuchen ermittelt (Bild 11). Besondere Bedingungen wurden an das Iliosakralgelenk und die Symphyse gestellt, für die kein linear-elastischer Zusammenhang beschrieben werden kann. Diese Gelenkstrukturen verhalten sich nicht-linear elastisch und gingen im Becken-FEM als Verbindungsstellen von Knochen als viscoelastische Strukturen, wie von Li et al. beschriebene, ein [7]. Zur Modellierung einer nichtlinearen Elastizität dieser Bereiche im FEM eignen sich hyperelastische Materialmodelle wie das zweiparametrische Materialgesetz von Mooney-Rivlin, welches hier Anwendung fand.

Für unfallchirurgisch-orthopädische Fragestellungen wird das Finite Elemente Modell besonders wertvoll, wenn es gelingt, osteoligamentäre Instabilitäten und Osteosynthesetechniken zu simulieren und zu analysieren. Die prinzipielle Eignung des Modells für die Integration von Osteosynthesematerialien sollte am Beispiel einer Verschraubung von Darm- und Kreuzbein evaluiert werden. Die Variabilität des Verfahrens ist groß und wird von verschiedenen Faktoren bestimmt:

Bild 11: Versuchsaufbau zur Ermittlung des ligamentären E-Moduls: Darstellung des an den knöchernen Enden eingespannten Bandes und des Wegaufnehmers

- Länge, Anzahl, Stärke, Konfiguration der Schraube
- Position der Schrauben zueinander und zum Frakturverlauf
- Art der Fraktur(en) und Bandzerreißen mit resultierenden Instabilitäten
- Knochenmorphologie (kortikaler und spongioser Knochen, Osteoporose)
- Gewicht des Patienten i.S. des zu simulierenden Lastfalles



Entsprechend den mechanischen Tests am Kunststoffbecken wurden zwei Lastfälle mit jeweils drei Testreihen simuliert: Der Lastfall 1: vertikale Lasteinleitung, Last-

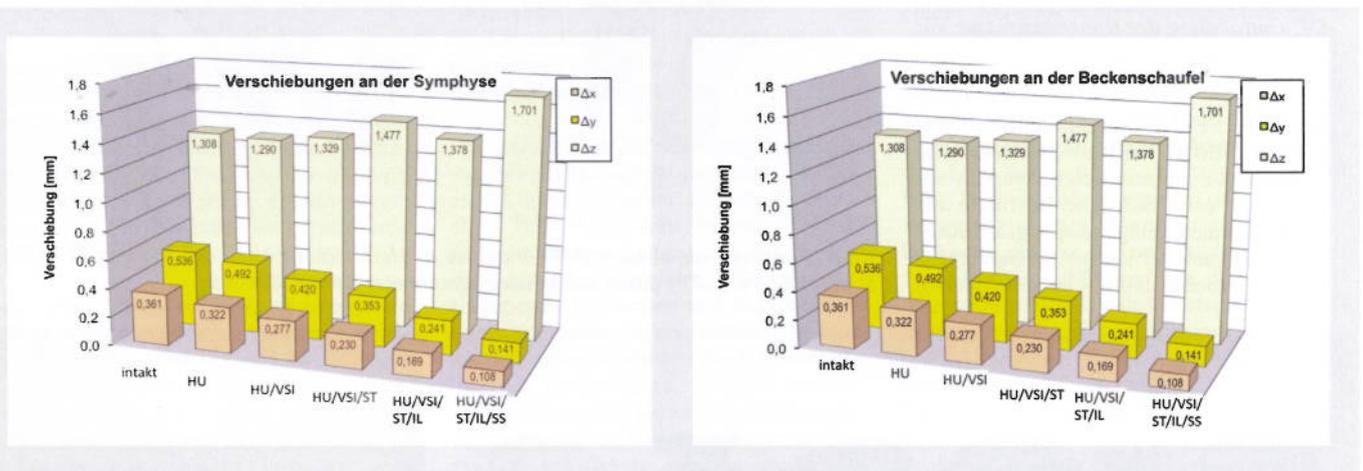


Bild 12: Becken 109: Detaillierte Verschiebungen an der Symphyse und Beckenschaufel bei selektiver Bänderdurchtrennung

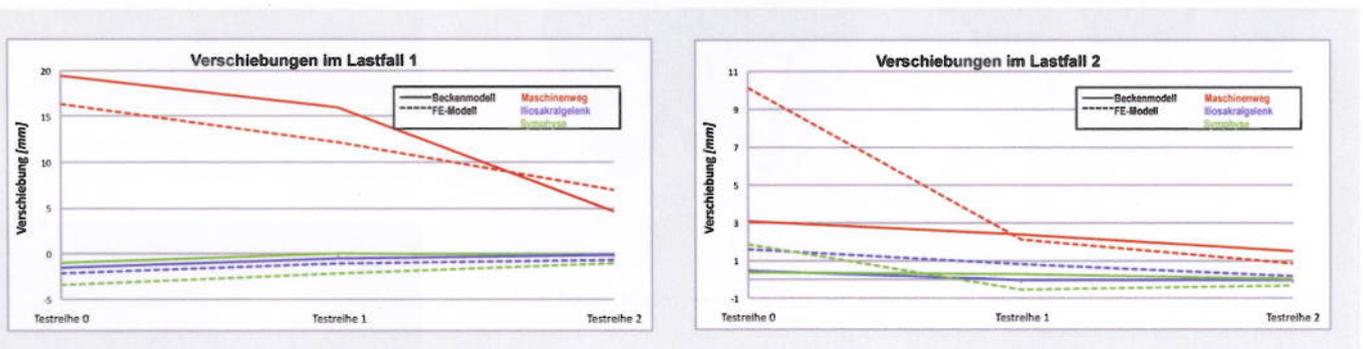


Bild 13: Darstellung der ossären Stressgradienten im Lastfall 1: blaue Farbe kennzeichnet einen geringen und rote einen hohen Stress: Vertikale Relativverschiebung am Iliosakralgelenk (a), ossärer Stress auf der Innenseite (b) und der Außenseite des Hüftbeines (c). Die Implantation der Schrauben führt zu einer Verteilung der Stresszone, so dass die auftretenden Verschiebungen aufgrund der Eigenelastizität des Beckens das Iliosakralgelenk weniger belasten.

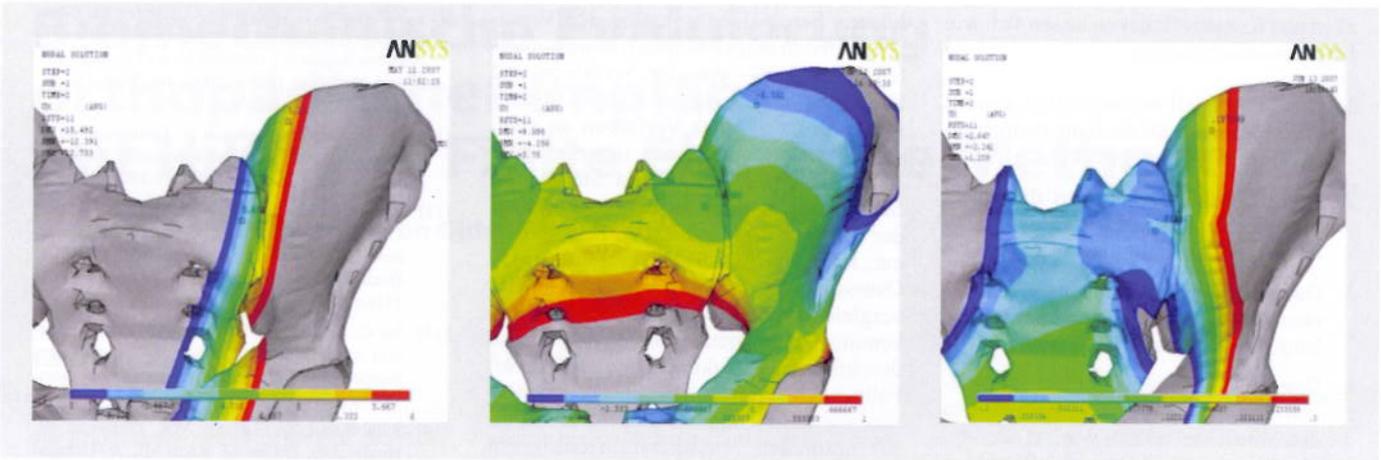


Bild 14: Änderung der Stressverteilung am Iliosakralgelenk ohne, mit einer und mit zwei transiliosakralen Schrauben (blau = niedriger, rot = hoher Stressgradient)

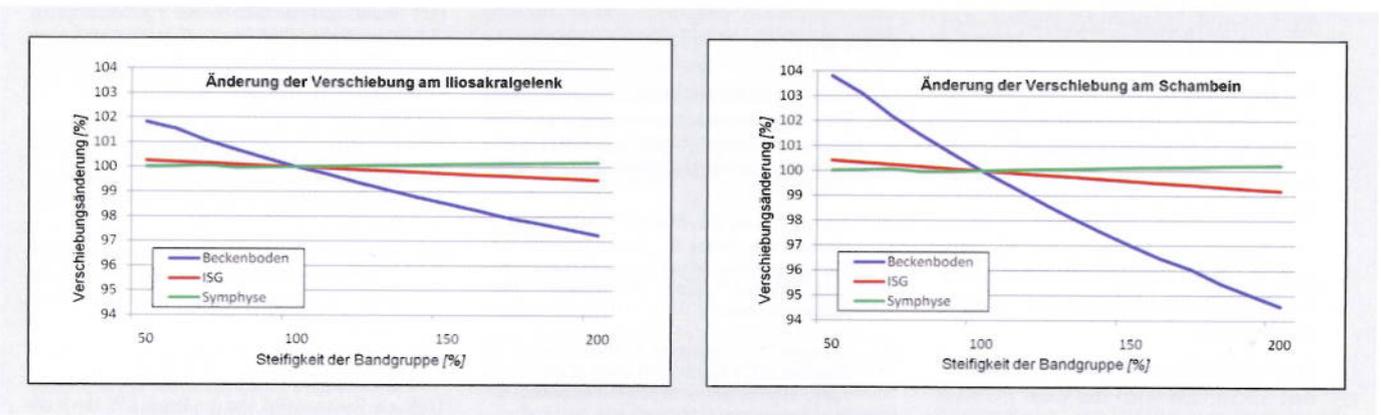


Bild 15: Darstellung des Einflusses der Bandgruppen auf die Stabilität des Beckens: Der Einfluss der Bänder des Beckenbodens auf Verschiebungen am Iliosakralgelenk und der Symphyse ist am stärksten

fall 2: horizontale Belastung, Testreihe 1: ohne Implantat, Testreihe 2: eine transiliosakrale Schraube, Testreihe 3: Simulation mit einer zweiten transiliosakralen Schraube.

Bei den Biomechanischen Belastungsversuchen wurden selektiv nacheinander die stabilisierenden Bänder durchtrennt. Dabei wurde die Sequenz der Durchtrennung zwischen den getesteten Becken variiert und während der Belastungen die Verschiebungen des knöchernen Beckens und die Dehnungen an der knöchernen Oberfläche ermittelt (Bild 12).

Die Simulation im Finite Elemente Modell gestattete nicht nur eine Messung von Verschiebungen und Rotationen, sondern auch eine Beurteilung der Stressgradienten im Bereich des Gesamtbeckens. Ohne Implantate fanden sich im Lastfall 1 besonders im Bereich des Iliosakralgelenkes erhebliche Stressgradienten (Bild 13). Sowohl im Lastfall 1 als auch im Lastfall 2 lassen sich im Finite-Elemente-Modell die Reduktion der ossären Stressbelastung durch die Schraubenimplantation erkennen (Bild 14). Neben der Wirkung auf den

Knochen konnte auch der Einfluss der Belastung auf die unterschiedlichen Bandgruppen im FEM verifiziert werden (Bild 15).

Diskussion

Mit den Versuchen an humanen Frischpräparaten konnte nachgewiesen werden, dass trotz der unterschiedlichen Funktion der Bänder der pelvine Bandapparat eine funktionelle Einheit bildet. Die wesentliche Bedeutung für die Beckenringstabilität kommt den Bändern des Beckenbodens zu, die vor allem Rotationskräfte der Beckenhälften neutralisieren. Die eingeflossenen Kräfte auf das Becken entsprechen allerdings nicht den natürlichen Gegebenheiten und schon gar nicht den Verhältnissen beim Unfall. Die Versuchsanordnung berücksichtigte Belastungen bis maximal 250 N. Kräfte, die geeignet sind, um Frakturen oder Zerreißen am kräftigen pelvinen Bandapparat durchzuführen, liegen um ein Vielfaches höher bei etwa 2.000 bis 10.000 N. Geeignete Versuchsbedingungen für derartige Tests sind in der Praxis kaum realisierbar. Die relativ hohe Fehler-

rate ergab sich vor allem durch die Lockerung von Messeinrichtungen am Knochen und der Beckenfixation.

Bei den Belastungsversuchen im Finite Elemente Modell fand sich eine prinzipielle Übereinstimmung mit den Testergebnissen am Kadaverbecken. Wesentlich klarer konnte die Kraftverteilung am Becken herausgearbeitet werden. Die funktionelle Einheit von Bändern und Knochen spiegelt sich in der Übertragung der Zugkräfte der Bänder auf den Knochen wider, wo diese Kräfte dann im Sinne einer Zuggurtung in Druckkräfte umgewandelt und neutralisiert werden. Die Beeinflussung der Stabilität und Stressverteilung im Becken durch das Einsetzen von transiliosakralen Schrauben ließ sich am FE-Computermodell wesentlich besser verifizieren. Im Vergleich zu den Tests am Kadaverbecken ist festzustellen, dass sich die Funktion eines jeden einzelnen Bandes, einer Bandgruppe und die Auswirkungen der verschiedenen Lastfälle auf das Gesamtobjekt Becken wesentlich präziser objektivieren lässt. Die wesentlichen Vorteile des erarbeiteten Finite Elemente Beckenmodells gegenüber Kadaverbe-

cken und Kunststoffbecken lassen sich wie folgt zusammenfassen:

1. Das FE-Modell berücksichtigt sowohl die knöchernen als auch die ligamentären Bestandteile des Beckens.
2. Das FE-Modell respektiert die unterschiedlichen Eigenschaften des kortikalen und des spongiösen Knochens.
3. Das FE-Modell ist unabhängig von mechanischen Messeinrichtungen und Einspannungen.
4. Das FE-Modell basiert stets auf demselben CAD-Modell, Variationen zwischen den Versuchsobjekten, wie bei der Verwendung von Kadaver- oder Plastikbecken, sind demzufolge ausgeschlossen.
5. Bei der Simulation läßt sich unter Beibehaltung der Versuchsbedingungen durch die Änderung einer Größe die Auswirkung auf das Gesamtobjekt bestimmen.
6. Die Beeinträchtigung des Versuchsobjektes durch die einwirkenden Belastungen ist am FE-Modell ausgeschlossen.
7. Die Versuchsbedingungen sind am FE-Modell immer gleich.
8. Die Anzahl der Versuche am FE-Modell ist nahezu unbegrenzt und wird nur durch die Rechenleistung des Computers begrenzt.
9. Die Vergleichbarkeit von verschiedenen Versuchen wird mit dem FE-Modell verbessert.
10. Die finanzielle Belastung durch die Versuchsobjekte sinkt mit der breiten Anwendung des FE-Modells.
11. Ethisch-moralische Konflikte bestehen beim Einsatz des FE-Modells nicht.

Künftig gilt es, das geschaffene FE-Modell weiter zu verbessern und so den natürlichen Verhältnissen des humanen Beckens weiter anzunähern. Hierfür ist es erforderlich, die Materialeigenschaften des kortikalen und spongiösen Knochens sowie der Bandstrukturen präziser zu ermitteln und in das Modell zu integrieren, um ein hohes Niveau an Wirklichkeitsnähe zu erreichen. Die bisher publizierten Kennzahlen weisen noch eine hohe Streubreite auf. Hierzu zählt auch die Konkretisierung der Materialkennzahlen für das implementierte Bandscheibenmaterial.

Aus unfallchirurgischer Sicht besteht Interesse an Tests alternativer Stabilisierungs- und Osteosyntheseverfahren. Hier

können bereits jetzt – analog den Versuchen mit den eingebrachten transiliosakralen Schrauben – einzelne Verfahren und Kombinationen getestet werden. Dabei stehen nicht nur das Verfahren an sich, sondern auch Variationen innerhalb des Verfahrens, wie Länge und Stärke von Schrauben, Position der Schrauben, Wahl der Verankerungspunkte von Fixateur-Pins etc., im Fokus. Auf diese Weise ließen sich Osteosyntheseverfahren besser als bisher vergleichen und Belastbarkeitstests zu Erkennung eines locus minoris resistentiae durchführen. In Zukunft wäre es dann im Falle einer Verletzung praktisch anzustreben, die individuellen Maßnahmen zu einer optimalen Frakturstabilisierung am Computer zu planen und dann mit Hilfe eines angeschlossenen Navigationssystems im Operationssaal zu realisieren.

Literatur

[1] Albert MJ, Miller ME, MacNaughton M, Hutton WC. Posterior pelvic fixation using a transiliac 4.5-mm reconstruction plate: a clinical and biomechanical study. *J Orthop Trauma* 1993; 7(3):226-232.

[2] Balogh Z, King KL, Mackay P, McDougall D, Mackenzie S, Evans JA, Lyons T, Deane SA. The epidemiology of pelvic ring fractures: a population-based study. *J Trauma*. 2007 Nov;63(5):1066-73

[3] Dujardin FH, Roussignol X, Hossenbaccus M, Thomine JM. Experimental study of the sacroiliac joint micromotion in pelvic disruption. *J Orthop Trauma* 2002; 16(2):99-103.

[4] Hofmann D. Vergleichende Untersuchung verschiedener Stabilisierungsverfahren bei der Luxation der Beckenhalbgelenke. *Unfallchirurgie* 1991; 17:247-252.

[5] Kraus E, Schlickewei W, Cordey J, Wahl D, Kuner EH, Perren SM. Methode zur vergleichenden Messung der Stabilität von Osteosynthesen am dorsalen Beckenring. *Unfallchirurgie* 1998; 24(1):25-31.

[6] Leighton RK, Waddell JP, Bray TJ, Chapman MW, Simpson L, Martin RB, Sharkey NA. Biomechanical testing of new and old fixation devices for vertical shear fractures of the pelvis. *J Orthop Trauma* 1991; 5(3):313-317.

[7] Li Z, Alonso JE, Kim JE, Davidson JS, Etheridge BS, Eberhardt AW. Three-dimensional finite element models of the human pubic symphysis with viscohyperelastic soft tissues. *Ann Biomed Eng*. 2006 Sep;34(9):1452-62.

[8] Melton LJ 3rd, Sampson JM, Morrey BF, Ilstrup DM. Epidemiologic features of pelvic fractures. *Clin Orthop Relat Res*. 1981 Mar-Apr;(155):43-7.

[9] Pohlemann T, Culemann U, Tscherne H. Vergleichende biomechanische Untersuchungen zur internen Stabilisierung der transforaminalen Sakrumfraktur. *Orthopäde* 1992; 21(6):413-421.

[10] Pohlemann T, Tosounidis G, Bircher M, Giannoudis P, Culemann U. The German Multicentre Pelvis Registry: a template for an European Expert Network? *Injury*. 2007 Apr;38(4):416-23. Epub 2007 Mar 29.

[11] Ragnarsson B, Jacobsson B: Epidemiology of pelvic fractures in a Swedish county. *Acta Orthop Scand*. 1992 Jun;63(3):297-300

[12] Rubash HE, Brown TD, Nelson DD, Mears DC. Comparative mechanical performances of some new devices for fixation of unstable pelvic ring fractures. *Med Biol Eng Comput* 1983; 21(6):657-663.

[13] Sar C., Kilicoglu O. S1 pediculoiliac screw fixation in instabilities of the sacroiliac complex: biomechanical study and report of two cases. *J Orthop Trauma* 2003; 17:262-270.

[14] Schildhauer TA, Ledoux WR, Chapman JR, Henley MB, Tencer AF, Routh ML, Jr. Triangular osteosynthesis and iliosacral screw fixation for unstable sacral fractures: a cadaveric and biomechanical evaluation under cyclic loads. *J Orthop Trauma* 2003; 17(1):22-31.

[15] Shaw JA, Mino DE, Werner FW, Murray DG. Posterior stabilization of pelvic fractures by use of threaded compression rods. Case reports and mechanical testing. *Clin Orthop Relat Res* 1985;(192):240-254.

[16] Simonian PT, Routh ML, Jr., Harrington RM. Biomechanical simulation of the anteroposterior compression injury of the pelvis. An understanding of instability and fixation. *Clin Orthop* 1994; 309:245-256.

[17] Stocks GW, Gabel GT, Noble PC, Hanson GW, Tullos HS. Anterior and posterior internal fixation of vertical shear fractures of the pelvis. *J Orthop Res* 1991; 9(2):237-245.

[18] Tile M. Fractures of the pelvis and acetabulum. 2nd edition, Williams and Wilkins (1995)

[19] van Zwiene CM, van den Bosch EW, Hoek van Dijke GA, Snijders CJ, van Vugt AB. Cyclic loading of sacroiliac screws in Tile C pelvic fractures. *J Trauma* 2005; 58(5):1029-1034.

[20] Varga E, Hearn T, Powell J, Tile M. Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring. *Injury* 1995; 26(2):75-80.

Dr.med.habil. Stefan Klima



Jahrgang 1965
 1985 bis 1991 Studium der Humanmedizin
 1994 Dissertation (Universität Greifswald)
 Facharzt für Chirurgie, Facharzt für Unfallchirurgie (Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg)
 Facharzt für Orthopädie (Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg)
 Seit September 2005
 Oberarzt der Klinik für Unfall-, Wiederherstellungs- und Plastische Chirurgie der Universität Leipzig
 Habilitation: Ein osteoligamentäres Finite Elemente Modell des humanen Beckens zur Simulation biomechanischer Belastungsversuche
 Arbeitsschwerpunkte: Künstlicher Gelenkersatz, Beckenchirurgie, Navigation in der Orthopädischen Chirurgie