

Finite Elemente Modell des Beckens zur Simulation komplexer ligamentärer Instabilitätsszenarien

Roland Hülse¹, Niels Hammer², Hanno Steinke², Jörg Stadler³,
Kathrin Hülse¹, Volker Slowik⁴, Peter Vaitl¹, Christoph Josten¹, Jörg Böhme¹

¹Universitätsklinikum Leipzig, Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie

²Universität Leipzig, Medizinische Fakultät, Institut für Anatomie

³Leibniz Institut für Neurobiologie (IfN), Magdeburg

⁴Hochschule für Technik, Wirtschaft & Kultur, Institut für Materialprüfung, Leipzig

c.roland.hue@web.de

Kurzfassung. Die Klassifikation als eine Grundlage des operativen Vorgehens nach instabilen Beckenringfrakturen stellt sich als ausgesprochen schwierig dar. Insbesondere ligamentäre Begleitverletzungen können nur ungenügend diagnostiziert und damit berücksichtigt werden. Um die funktionellen Auswirkungen einer solchen ligamentären Begleitverletzung zu konkretisieren, wurde ein biomechanisches Finite Elemente Modell (FE) des menschlichen Beckens generiert. Erstmals wurden Bandstrukturen unter Verwendung von 7 Tesla MR-Tomographie sowie Dünnschichtplastinationstechnik beschrieben und anschließend in das FE-Modell integriert. Dafür wurden die Bänder in ihrer Geometrie exakt vermessen, digitalisiert und katalogisiert. Unser neues Modell stellt ein validiertes, anatomisch exaktes FE-Modell des Beckens, der Wirbelkörper L4-5 sowie 18 pelviner Ligamenta dar.

1 Einleitung

Die funktionellen Langzeitergebnisse nach schweren instabilen Beckenringfrakturen vom Typ B und C in der auf Tile und Pennal basierenden Klassifikation von Beckenringfrakturen [1] sind nach wie vor unbefriedigend [2]. Insbesondere besteht eine auffällige, statistisch signifikante Diskrepanz zwischen radiologisch diagnostiziertem Ergebnis einerseits und dem funktionellen Ergebnis auf der anderen Seite [3]. Eine Erklärung hierfür konnte noch nicht gefunden werden. Dabei stellt die Schwierigkeit ligamentäre Begleitverletzungen sicher zu diagnostizieren einen Mangel dar, der die derzeit gängige Klassifikation als fehlerbehaftet erscheinen lässt [4]. Die Fragestellung inwieweit ligamentäre Begleitverletzungen pathognomonisch für das schlechte Outcome sind, lässt sich mittels experimenteller Versuchsreihen am Kadaverbecken aufgrund einer Vielzahl offener Problemkonstellationen nur schwer beantworten. In solchen Fällen stellen numerische Simulationen eine methodische Alternative dar, welche die Beantwortung komplexer pelviner und spinopelviner Fragestellungen erlaubt. Frühere Arbeiten klammerten dabei den Bandapparat meist vollends aus. In dieser Arbeit

präsentieren wir somit erstmals ein biomechanisch validiertes Finite Elemente Computermodell (FEC) des knöchernen Beckens mit integriertem Bandapparat sowie der Wirbelkörper L4 und L5. Dieses FEC erlaubt dabei die Beschreibung und Beantwortung komplexer Fragestellungen zum menschlichen Beckenring.

2 Material und Methode

Primär wurde ein FE-Grundmodell des knöchernen Beckens basierend auf einem CT-Datensatz (64-Zeilen CT Brilliance, Philips; 120 kV, 100 mAs, Pitch 0.983, Tischvorschub 39.32 mm, Kollimation $64 \times 0,625$ mm) des humanen Beckens inklusive Wirbelkörpern L4-L5 generiert. Hierbei wurden die individuellen mechanischen Eigenschaften von Spongiosa und Kortikalis differenziert voneinander mittels schalenartiger und tetraedaler Elementtypen modelliert. Bandscheiben, der Discus interpubicus und Gelenke wurden über das Mooney-Rivlin Stoffgesetz analog der Arbeiten von Zuoping Li [5] als Tetraederelemente implementiert.

Zur anatomisch und mechanisch korrekten Integration des Bandapparates war eine exakte digitale Vermessung und Katalogisierung der ligamentären Strukturen und die Ermittlung der genauen Materialeigenschaften notwendig (siehe Tabellen 1 und 2). Dafür wurden die Becken mittels MR-Tomographie visualisiert. Verwendet wurde ein 7 Tesla Magnet (90 cm Bohrung, Magnex, Oxford, UK) mit einer Avanto Gradienten Spule mit Sonata Gradientenverstärker (31 mT/m, $150 \mu\text{s}/(\text{mT}/\text{m})$). Die besten Ergebnisse wurden in einer DESS Sequenz erzielt. Anschließend wurden die Becken durch Dünnschichtplastination in $400 \mu\text{m}$ dicke Scheiben geschnitten. Die Plastination bietet die Möglichkeit mittels modifizierter Giemsa Färbung ligamentäre Strukturen farb zu kodieren und in submakroskopischer Auflösung darzustellen. Die Ligamenta konnten so nach Digitalisierung mit dem MRT-Datensatz koregistriert werden. Neben der exakten Vermessung der Beckenbänder wurden beckenspezifische Materialeigen-

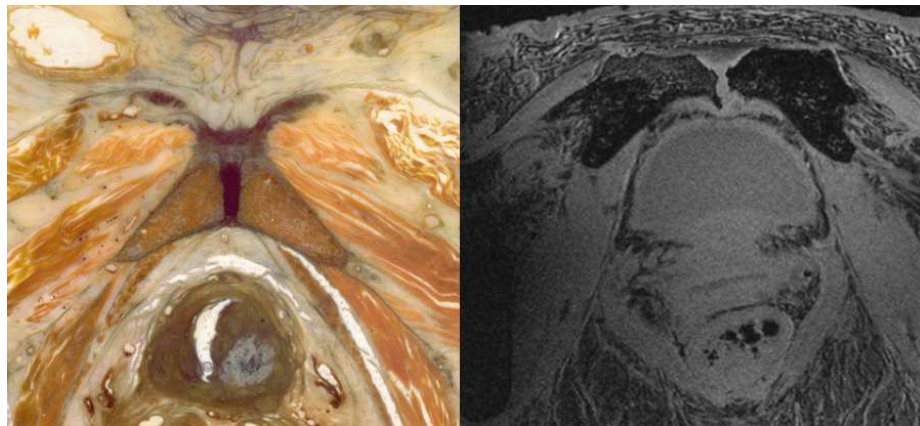


Abb. 1. Symphyse im $400 \mu\text{m}$ Dünnschichtplastinat (*links*), als 7T-MRT (*rechts*)

Tabelle 1. Zundefinierte Materialeigenschaften

Bestandteil	E-Modul [N/mm ²]	Querdehnzahl [-]
Knochen Spongiosa	150	0.20
Knochen Kortikalis	18000	0.29
Disci und Gelenke	500	0.30
Ligamenta	26.35	0.45

schaften, wie das Elastizitätsmodul, ermittelt, welche zur validen numerischen Analyse benötigt werden. Hierfür wurden Sacrotuberal- und Sacrospinalbänder in einer Materialprüfmaschine unter Berücksichtigung des Hysteresisphänomens mehrzyklisch [6] belastet. Dabei zeigen die ermittelten Materialeigenschaften eine deutliche intra- als auch interindividuelle Varianz und sowohl die E-Module als auch die Dehnsteifigkeiten pelviner Ligamenta weichen signifikant von denen extrapelviner ab.

Nach Integration der genauen Ligamentgeometrie in das FEC durch Stabelemente und der Zuordnung der materialspezifischen Kennwerte wurden verschiedene Instabilitätsszenarien numerisch simuliert. Angenommen wurde das Gewicht eines 80kg schweren Mannes im Zweibeinstand. Für die Berechnung der daraus resultierenden Kraftvektoren wurde der im CT-Datensatz gemessene Caput-Collum-Diaphysen-Winkel von 121.12 Grad verwendet. Zur genauen Analyse des Lastfalles wurde ein lokales Koordinatensystem angenommen, welches Translation und Rotationen erlaubt. Über die Variation der zundefinierten Ligamentdehnsteifigkeiten wurden die funktionellen Auswirkungen einer ligamentären Partialruptur konkretisiert und die Genese pelviner Instabilitäten eruiert. Zur Validierung der simulierten Ergebnisse wurde eine experimentelle Versuchs-

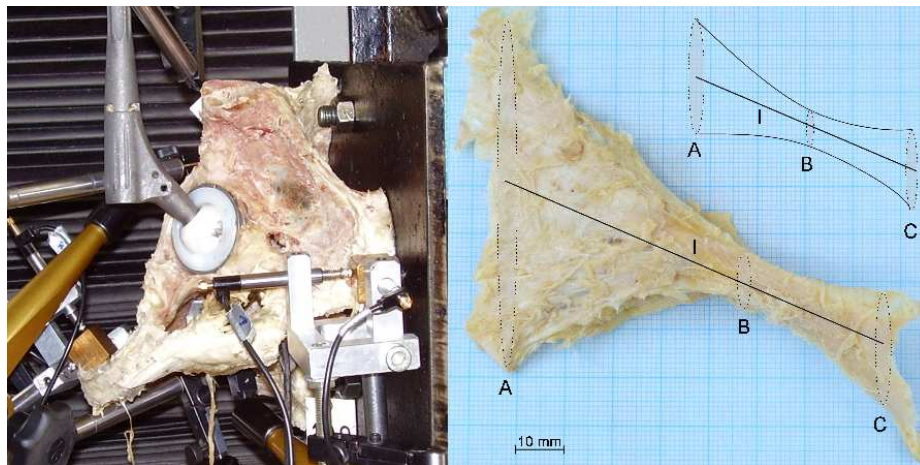
**Abb. 2.** Experimentelle Validierung (*links*), vermessenes Sakrotuberalband (*rechts*)

Tabelle 2. Exakte Querschnittsflächen

Bandbezeichnung	Querschnittsfläche [mm ²]
Lig. iliolumbale	21
Ligg. sacro-iliaca anteriora	96
Ligg. sacro-iliaca posteriora	17
Ligg. sacro-iliaca interossea	7
Lig. pubica anteriores	22
Lig. pubicum superius	7
Lig. arcuatum pubis	28
Lig. sacrotuberale	45
Lig. sacrospinale	35

reihe am humanen Semipelvis durchgeführt. Das in eine Materialprüfmaschine eingespannte Semipelvis wurde über die Ableitung einer Vielstellenmessanlage beruhend auf 12 induktiven Wegaufnehmern Typ „W 10TK“ (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH) auf räumliche Verschiebungen und Rotationen analog der FE-Simulation untersucht.

3 Ergebnisse

Das vorgestellte FE-Modell stellt ein anatomisch exaktes, experimentell validiertes Modell zur Ausarbeitung verschiedenster Fragestellungen in der Beckenmechanik unter besonderer Berücksichtigung des Bandapparates dar. Durch die Auswertung der numerischen und experimentellen Ergebnisse konnte die Bedeutung der pelvinen Ligamenta spezifiziert werden. Insbesondere die Ligg. sacrotuberale et sacrospinalia zeigen stärkeren Einfluss auf den elastischen Lastabtrag des Beckens als in der Literatur angegeben. Neben der Restriktion der Nutationsbewegung sind sie maßgeblich am transartikulären Lastabtrag beteiligt. Eine

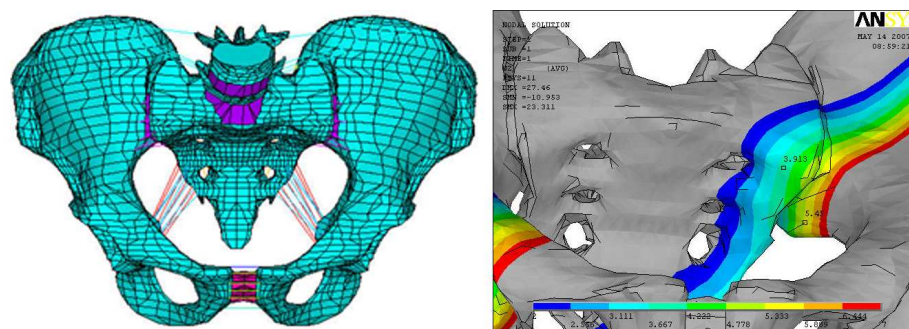


Abb. 3. FE-Modell: Becken von ventral (*links*), unter Belastung (*rechts*)

Verletzung beider Bänder bedingt eine Zunahme der intraartikulären Beweglichkeit um 2,23 mm. Die Genese iliosakraler Mikroinstabilitäten konnte numerisch aufgezeigt werden. Dabei fiel auf, dass schon geringen Dehnsteifigkeitsvariationen im Modell von weniger als 20% alterierende Belastungsachsen innerhalb des Sakroiliakalgelenkes bedingen und ein differierender transpelviner Kraftfluß entsteht.

4 Diskussion

Die gewonnenen Daten verdeutlichen die Problematik der derzeit gängigen Klassifikation instabiler Beckenringverletzungen. Obwohl die ligamentäre Begleitverletzung für die pelvine Stabilität und Mechanik entscheidend ist, kann sie mit der standardmäßig eingesetzten Diagnostik wie Röntgen und Spiral-CT nicht direkt erfasst werden. Somit ist die als Grundlage der Klassifikation eingesetzte Diagnostik nicht ausreichend. Klinisch interessant war auch das frühzeitige Auftreten sakroiliakaler Mikroinstabilitäten und damit verbunden die Genese alterierender iliosakraler Belastungsachsen. Diese können eine Ursache persistierender SI-Schmerzsyndrome und arthrotischer Veränderungen innerhalb des SI-Gelenkes darstellen [7]. Perspektivisch wird die Praktikabilität des Modells als Hilfestellung für die Klassifikation und damit für die präoperative Entscheidungsfindung des behandelnden Chirurgen ermittelt. Die Erstellung eines modifizierten Modells mit variierenden probabilistischen Geometrien wird angestrebt. Ein derart modifiziertes Modell könnte die Integration patientenspezifischer Geometrien in die präoperative Planung ermöglichen und damit Rückschlüsse auf ligamentäre Begleitverletzungen, zum Beispiel beim polytraumatisierten Patienten, zulassen.

Literaturverzeichnis

1. Pennal G. Fractures of the pelvis (motion picture). American Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS). Film Library: Park Ridge IL; 1961.
2. Suzuki T, Shindo M, Soma K. Long-term functional outcome after unstable pelvic fracture. *J Trauma*. 2007;63:884–888.
3. Polemann T, Gänsslen A, Schellwald O. Outcome after pelvic ring injuries. *Injury*. 1996;27(Suppl 2):B31–8.
4. Attias N, Arzani S, Duncan G. Sectional imaging anatomy: Pelvic ring ligaments. *J Comput Assist Tomogr*. 2001;25(6):975–979.
5. Li Z, Kim J, Davidson J. Biomechanical response of the pubic symphysis in lateral pelvic impacts: a finite element study. *J Biomech*. 2007;40(12):2758–2766.
6. Schatzmann L, Brunner P, Stäubli H. Effect of cyclic preconditioning on the tensile properties of human quadriceps tendons and patellar ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1998;6(Suppl.1):556–561.
7. Dujardin F, Roussignol X, Hossenbaccus M. Experimental study of the sacroiliac joint micromotion in pelvic disruption. *J Orthop Trauma*. 2002;16(2):99–103.