

Computersimulation von ligamentären Instabilitäten bei anterior-posterioren Kompressionsverletzungen des Beckens

Jörg Böhme (1), Roland Hülse (1), Volker Slowik (2), Niels Hammer (3), Hanno Steinke (3), Christoph Josten (1)

- (1) Klinik für Unfall-, Wiederherstellungs- und Plastische Chirurgie, Universitätsklinikum Leipzig AöR, Deutschland
- (2) Hochschule für Technik, Wirtschaft und Kultur Leipzig (FH), Deutschland
- (3) Institut für Anatomie, Universität Leipzig, Deutschland

Summary

The pelvic ring fracture is a result of direct or indirect applied forces, which can lead to higher multidirectional instabilities. In general three types are differentiated, the so called stable type A-fractures, rotational type B-fractures and additional vertical unstable type C-fractures. Usually results of clinical routine examinations and radiological findings help trauma surgeons to classify the fracture type and to decide on a suitable stabilization. New clinical studies described, that in so called "open book" type B-fractures the clinical outcome does not correlate with the radiologically visible grade of anatomical reconstruction of the bony fragments. Obviously the complexity of the fracture itself was underestimated and ligament injuries were not included into the decision how to fix the fragments. Therefore we developed a Finite Element Model of the pelvic ring, which includes pelvic ligaments and joints. According to biomechanical tests, which described the degree of ligament rupture depending on the applied force in "open book" type B-fractures we compared the results from our computersimulation. We found a relatively high correlation to the biomechanical testing results. Also we identified a specific and load depending behaviour of isolated ligaments. This can be used to complete the radiological information and to influence the trauma surgeons decision of fracture stabilization.

Keywords

pelvic, ligament, open book, finite element

1. Einleitung

Die derzeit im deutschsprachigen Raum verwendete Klassifikation von Beckenringfrakturen wurde von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) entwickelt und basiert auf der von Pennal und Tile 1980 [1] vorgestellten Klassifikation, die sich auf die Stellung des Beckens zum Unfallzeitpunkt und der identifizierten Hauptkraftrichtung bezieht. So werden vom behandelnden Arzt sowohl die Angaben zum Unfallmechanismus, die Ergebnisse der klinischen Instabilitätstestung als auch der Frakturverlauf und die Stellung der Fragmente in der radiologischen Diagnostik zur Diagnosefindung benutzt. Alle drei Kriterien sind jedoch nur eingeschränkt anwendbar, so dass die Gesamtbeurteilung der resultierenden Instabilität abhängig von der klinischen Erfahrung des Arztes ist. Zum einen korreliert der Unfallmechanismus nicht immer eindeutig mit der resultierenden Fragmentstellung. In einer biomechanischen Untersuchung von Linnau et al. 2007 [2] konnte nur in 75% anhand der Fragmentstellung im Röntgenbild korrekt auf die Hauptkraftrichtung geschlussfolgert und die Frakturen richtig klassifiziert werden. Weiterhin hängen die Ergebnisse der klinischen Untersuchungen davon ab, inwiefern der Patient in der Lage ist, seine Beschwerden glaubwürdig dem Untersucher mitzuteilen. Obwohl in einer Metaanalyse von Sauerland et al. 2004 [3] eine 90%-ige Sensitivität und Spezifität hinsichtlich des Nachweises einer Beckenfraktur angegeben wurde, war in einer Studie von Shlamovitz et al. 2006 [4] bei Patienten mit einer Glasgow Coma Scale (GCS) < 13 die Beurteilbarkeit hinsichtlich des Vorliegens und des Instabilitätsgrades einer Fraktur wesentlich eingeschränkt und wurde zur Frakturerkennung und -klassifikation nicht empfohlen. Da die biomechanische Integrität des Beckenrings durch den intakten Knochen und den unverletzten Bandapparat gleichermaßen sichergestellt wird, ist die radiologische Diagnostik, bestehend aus konventionellen Röntgenaufnahmen und der Computertomographie (CT) derzeit nur in der Lage, Frakturen zu detektieren und den Verletzungsumfang des Bandapparates anhand des Frakturverlaufes und der Fragmentstellung abzuschätzen. Biomechanische Kadavertests ermöglichten, die Bedeutung einzelner Bänder auf die Gesamtstabilität zu verstehen und Fragmentstellungen auf mögliche Bandverletzungen hin zu interpretieren. So wird bei „open book“-Verletzungen generell von einer Ruptur des symphysealen Bandapparates, der sacrospinalen und sacrotuberalen Bänder (SSL, STL) sowie des anterioren und interossären sacroiliacalen Bandapparates (AISL, ISIL) ausgegangen [5]. Arbeiten von Simonian et al. 1994 [6], Vrahas et al. 1995 [7] und Puhakka et al. 2004 [8] wiesen dagegen nach, dass Bandverletzungen differenzierter zu betrachten sind und eher lokalen Einfluss haben. Der Einfluss der SSL und STL auf die Gesamtinstabilität liegt demnach lediglich bei 6%, die symphyseale Stabilität wird hauptsächlich durch die symphysealen Bänder und die sacroiliacale Stabilität durch die beteiligten ASIL und ISIL gesichert. Zusammenfassend lässt sich bisher feststellen, dass: anamnestische Unfalldaten, klinische Instabilitätstestungen und Röntgen- und CT-basierte Kriterien für eine realistische Beurteilung der Gesamtinstabilität des Beckens nur eingeschränkt verlässlich sind und die Erfahrung des Unfallchirurgen nach wie vor wesentlich ist. Durch die AO-Klassifikation wird nur indirekt eine Aussage zum Verletzungsumfang des Beckenbandapparates getätigt, bedingt durch eine rein knöchern orientierte Bildgebung. Leider sind umfangreichere Studien, die den komplexen knöchern-ligamentären Verletzungsumfang analysieren, bisher ebenfalls nicht publiziert worden. So ist es extrem schwierig, dislozierte, prinzipiell rotationsinstabile Typ B-Frakturen eindeutig von vertikal instabilen Typ C-Frakturen zu unterscheiden und die geeignete Osteosynthesevariante auszuwählen. Allen Stabilisierungsformen ist gemein, eine optimale Rekonstruktion des hinteren knöchernen Beckenrings anzustreben. Der ggf. mitverletzte Bandapparat findet dabei nur indirekt Beachtung. Inwiefern die Wiederherstellung der anatomischen Verhältnisse durch die Osteosynthese das Patientenoutcome beeinflusst, kann anhand der derzeitigen Studienlage ebenfalls nicht eindeutig geklärt werden. Eine anatomiegerechte Reposition stellt wahrscheinlich nicht eine Garantie für Beschwerdefreiheit dar. Rommens et al. [10] fanden in ihrer retrospektiven klinischen Studie bei 52 untersuchten Patienten mit „open book“-Verletzungen trotz 93% anatomischer Reposition ein sehr gutes und gutes outcome in nur 74%, dagegen hatten Patienten mit einer „lateralen“ Kompressionsfraktur nur in 75% ein anatomisches Repositionsergebnis, dafür in 92% ein sehr gutes und gutes klinisches outcome. Ähnliche Ergebnisse berichteten Pohlemann et al. [11], die im eigenen Patientengut trotz nahezu anatomiegerechter Reposition und stabiler Fixation des knöchernen Beckenrings bei mehr als der Hälfte aller operierten Patienten mäßige bis starke chronische Rücken- und Beckenschmerzen fanden. Als Ursachen werden von beiden Autoren die bisher in der Therapieentscheidung unterrepräsentierten Weichteilverletzungen angegeben.

2. Material und Methode

2.1. Erstellung der geometrischen und biomechanischen Ausgangsdaten

2.1.1. Geometrie

2.1.1.1. Geometrie des Knochens und der Gelenke

Ein unverletztes männliches Beckens wurde nach 0,5 mm Schichtung in einem Computertomographen (Brilliance, Fa. Philips, Niederlande) als knöcherner Datensatz benutzt.

2.1.1.2. Geometrie der Beckenbänder

2.1.1.2.1. Anatomisch-makroskopische und bildgebende Verfahren

Als Methoden für die Bereitstellung der nötigen geometrischen Daten wurden die anatomische Präparation, die Gefrierschnitttechnik, die Plastinationstechnik und die hochauflösende CT- sowie 3T und 7T MRT-Untersuchung verwendet.

STL und SSL: Die anatomische Beschreibung der STL und SSL erfolgte bereits detailliert durch die Arbeitsgruppe [13]. 56 (24 männliche, 32 weibliche) alkoholfixierte Kadaver- und vier (ein männliches, drei weibliche) frische Kadaverbecken wurden standardisiert präpariert. Bei jedem Band erfolgte vor der Entfernung die Bestimmung der Gesamtlänge sowie die Kalibermessung mittels digitalem Kalibermessgerät (Conrad PMS 150, Conrad Electronic SE, Hirschau, Deutschland) mit einer Genauigkeit von 0.01 ± 0.0048 mm in standardisierten Abständen. Die Umfänge wurden berechnet und statistische Auswertungen hinsichtlich geschlechts- und seitenabhängigen Korrelationen durchgeführt. Es wurde festgestellt, dass die STL und SSL aufgrund ihres Faserverlaufes eine biomechanische „Stossdämpferfunktion“ haben und aufgrund der unterschiedlichen Beckenform geschlechtertypische morphologische Unterschiede existieren. Zusätzlich sind die STL und SSL durch Gefrierschnitte, Dünnschnittplastination und 3T sowie 7T MRT-Bilddaten als geometrische Körper beschrieben worden (Fig. 1, 2).

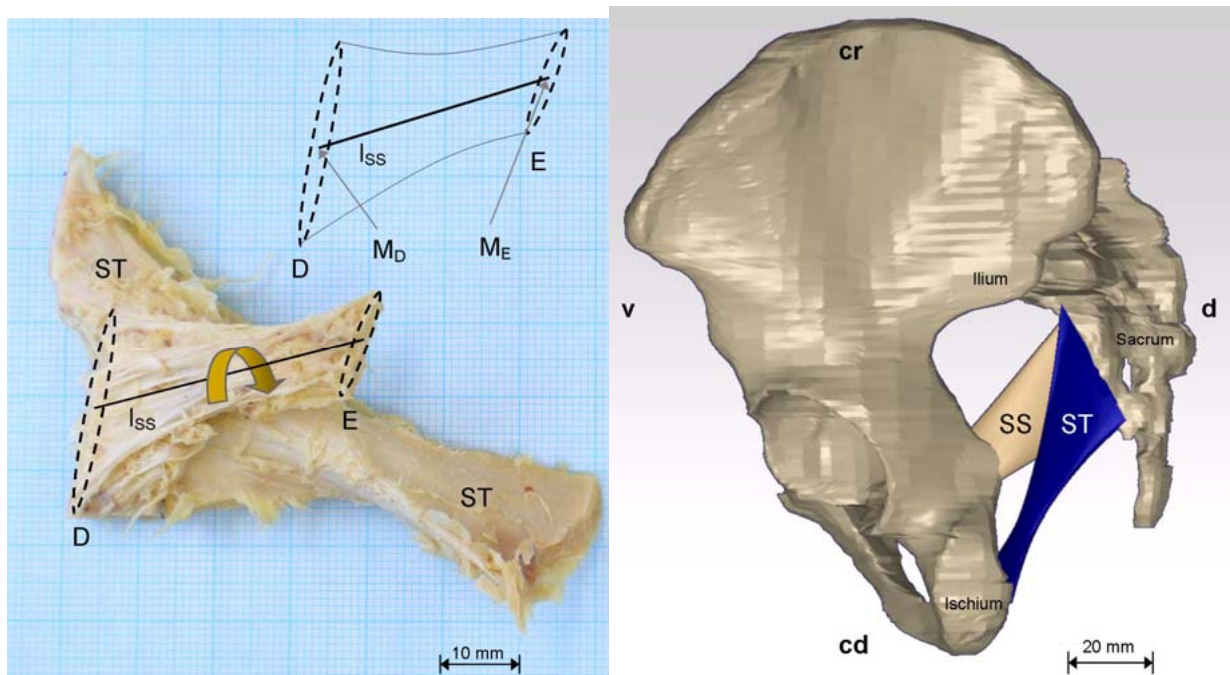


Fig. 1, 2: Die Rekonstruktion des SSL- und STL- Bandapparats aus den Messungen, virtuell eingefügt in ein rekonstruiertes Becken mittels CATIA® software. Magnification 1.9. (Fa. Dassault Systemes, Frankreich).

ILL: Parallel zu den o.g. Untersuchungen erfolgte an selbigen Kadaverbecken die 3-dimensionale Vermessung der ILL, zudem wurden Gefrierschnitte angefertigt und diese zu Plastinaten korreliert.

SIL: Die Ergebnisse der Vorarbeiten an SSL, STL und ILL ermöglichten die Erweiterung der Methodik zur Untersuchung des sacroiliacalen Bandapparates. Prinzipiell war die Vermessung, Klassifikation und Visualisierung der interossären Bänder (ISIL) im ISG möglich geworden. Folgende drei ligamentären Kompartimente des ISG wurden untersucht und entsprechend des Hauptfaserverlaufes in ein superiores, mediales und inferiores Drittel differenziert:

das anteriore (ASIL),

das interossäre (ISIL),

das posteriore (PSIL) Sacroiliacalband.

7T MRT- und CT-Daten sowie korrespondierende Dünnschnittplastinate eines männlichen und eines weiblichen Beckens sowie Serienschnitte der ISG von 32 gefrorenen Becken wurden insgesamt angefertigt, um die SIL zu vermessen (Fig. 3). Mit MRT und Plastination erfolgte die virtuelle Rekonstruktion als Datensatz als Vorbereitung zur Implementierung in das Computermodell (Fig. 4, 5).

7T MRT-Untersuchungstechnik:

Die Untersuchungen erfolgten am Leibniz Institut für Neurobiologie (Magdeburg). Als Gerät stand ein 7 Tesla Ganzkörper MR Tomograph, bestehend aus einem 7 Tesla Magneten (90 cm Bohrung, Magnex, Oxford, UK), einer Avanto Gradienten Spule mit Sonata Gradientenverstärker (31 mT/m, 150 μ s/(mT/m)) und einer Syngo VA21B Software Oberfläche (Siemens, Erlangen). Die speziellen Untersuchungen wurden mit einer 8-Kanal-Spule (Rapid Biomedical, Rimpar) und einer 3-dimensionalen Gradienten-Echo Sequenz (FLASH) (TR 15ms, TE 8ms, FA 9°, BW 170 Hz, TA 14:20 min, 1 Mittlung, Schichtdicke 0.3 mm, FOV 140 mm x 180 mm, Matrix 448 x 576, 160 Schichten) oder einer DESS Sequenz (TR 18 ms, TE 6.1 ms, FA 50°, BW 200, TA 9:21 min, 1 Mittlung, Schichtdicke 0.4 mm, FOV 128 mm x 256 mm, Matrix 480 x 960, 64 Schichten) erzielt.

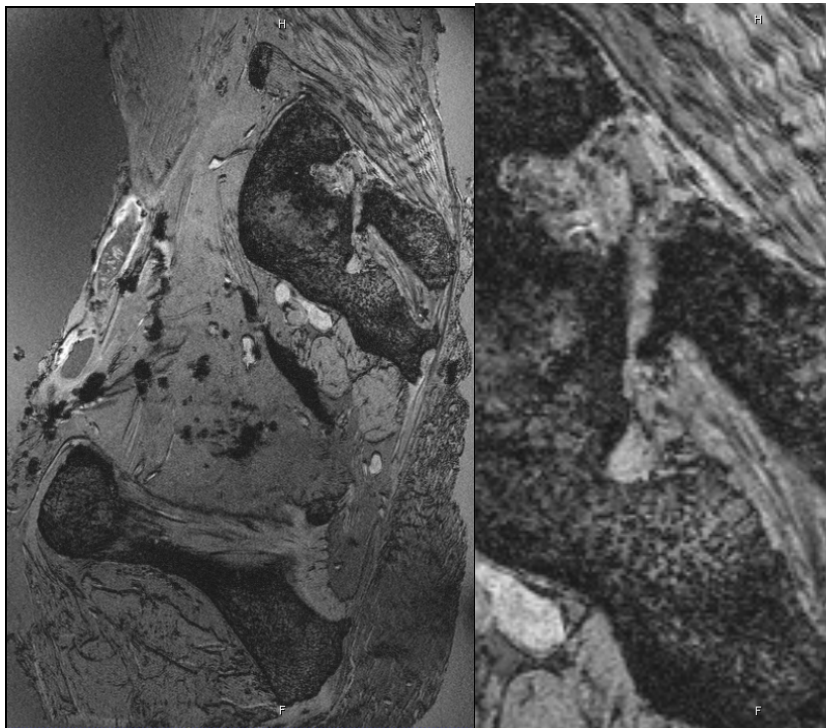


Fig. 3:

7T MRT-Aufnahme eines frischen Leichenbeckens in 3-dimensionaler Gradienten-Echo-Sequenz.

Sagittale Schichtung mit Abbildung des Os sacrum und Os ilium (Übersichtsbild links). Facies auricularis mit abgebildeten interossären Bandstrukturen und dorsalem sacroiliacalen Bandapparat.

Bänder schwarz, Fettgewebe grau-weiss. (Vergrößerung rechts).

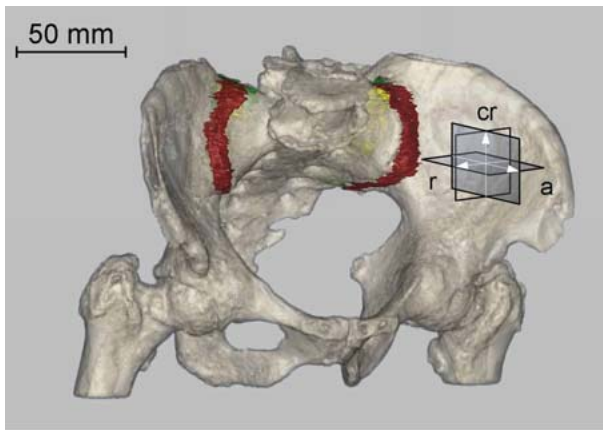


Fig. 4:
Die Volumina der SIL wurden gedrittelt, um Signifikanzen zu finden, die auf Funktionsunterschiede des SIL hinweisen. CATIA® software. Magnification 1.9. (Fa. Dassault Systemes, Frankreich)

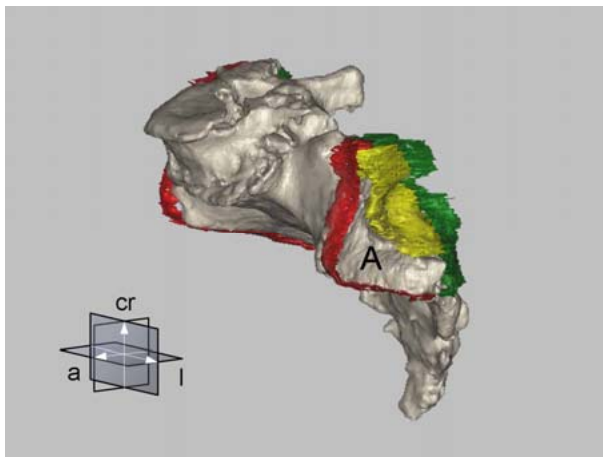


Fig. 5:
Rekonstruktion der SIL.
Rot: ASIL, Gelb: ISIL, Grün: PSIL.
Die Meßreihen ermöglichten eine Volumenbeschreibung des SIL.
CATIA® software. Magnification 1.9. (Fa. Dassault Systemes, Frankreich)

Dieses Vorgehen erlaubte genaue Messungen der Bänder. Zudem wurden die Volumina berechnet und statistische Auswertungen hinsichtlich seiten- und geschlechtsabhängigen Korrelationen durchgeführt. Es wurde festgestellt, dass die Volumina und Ursprungsflächen der ISIL am größten waren, was für die biomechanische Bedeutung dieses Teils des Bandapparats im Vgl. zu ASIL und PSIL spricht. Weiterhin zeigten u.a. die subdifferenzierten Faserbündel eine strenge Korrelation zum diagonalen Faserbündel des gegenseitigen Hauptbandes, was für eine funktionelle Verzahnung der Bandgruppen im ISG spricht. Eine geschlechterabhängige Korrelation wurde ebenfalls nachgewiesen. So waren in männlichen Becken die gemessenen Parameter der ASIL und PSIL erhöht, dagegen in weiblichen Proben die ISIL-Parameter.

2.1.1.2.2. Anatomisch-mikroskopische und bildgebende Verfahren

ISIL: Im Rahmen einer orientierenden Untersuchung zum Faserverlauf des ISIL wurde versucht zu klären, ob sich Darstellung und Vermessung ohne Eröffnung des Gelenkes möglich sei. Dazu wurden Mikro-hr MRT-Untersuchungen (Bruker Avance DRX-300 wide-bore spectrometer, Fa. Bruker BioSpin MRI GmbH, Ettlingen, Deutschland) an Scheibenpräparaten des ISG eines frischen humanen Kadaverbeckens durchgeführt. Aufgrund der vorgegebenen Probegrößen untersuchten wir Knochen-Band-Knochen-Stanzzyylinder, die 3-dimensional abgebildet wurden (Fig. 7, 8). Es zeigten sich gerichtete, fast parallele Faserverläufe des ISIL, die makroskopisch nur filzig-homogenen imponierten (Fig. 6). Die Ergebnisse dieser orientierenden Untersuchung bestätigte eine gerichtete biomechanische Funktion der ISIL, wie schon in den o.g. Abschnitten im Rahmen der makroskopischen Untersuchungen vermutet wurde.

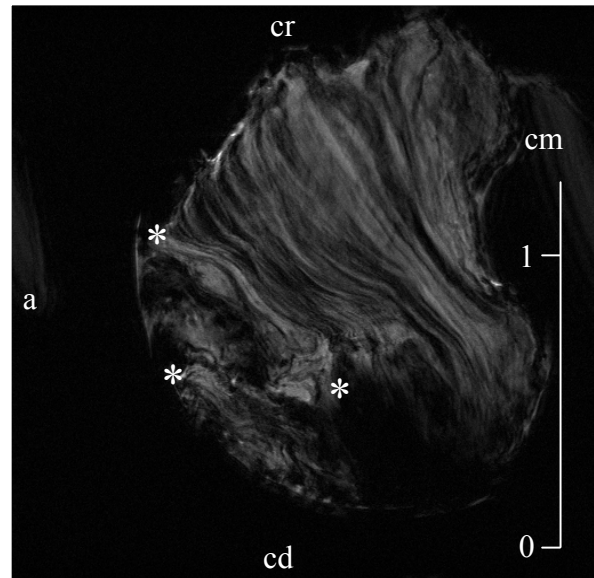
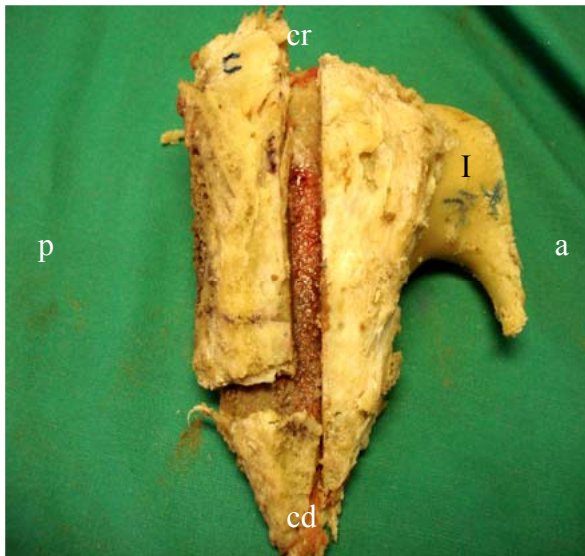


Fig. 6 links: Knochen-Band-Knochen-Präparat eines ISG
 Fig. 7 rechts: Gerichteter, fast paralleler Faserverlauf der interossären Bänder
 cr: cranial, cd: caudal, a: anterior, p: posterior, *: Insertionsstellen am Knochen.

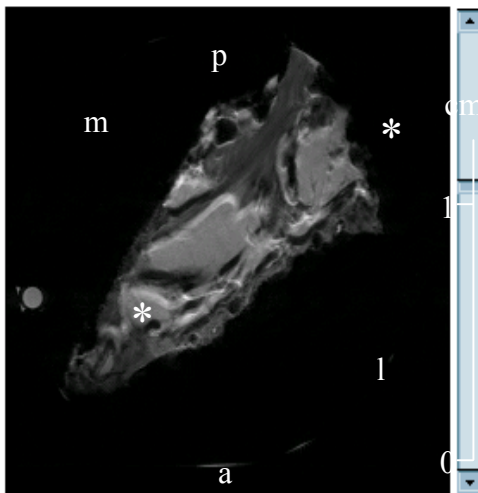


Fig. 8:
 3-dimensionale Abbildung des interossären Bandapparates des ISIL

2.1.1.2.3. Verwendetes Datenmaterial

Der anatomische Verlauf, die durchschnittliche Länge sowie der Querschnitt wurden als Ausgangsdatenmaterial für das FE-Computermmodell ermittelt. Die notwendigen anatomischen Daten der symphysealen Bänder wurden der Literatur entnommen [28, 30].

2.1.2. Biomechanische Eigenschaften

2.1.2.1. Biomechanische Knocheneigenschaften

Die Materialeigenschaften von Knochen wurden selbst nicht bestimmt und vergleichbar mit der Arbeit von Wirtz et al. [14] als Median der aktuellen publizierten Werte verwendet [15-23]. Im Falle der Corticalis wurde entsprechend ein Elastizitätsmodul von 18000 N/mm² bei einer Dichte von 2,00 g/cm³ verwendet. Die Querdehnzahl der Corticalis wurde mit 0.3 definiert [24-27]. Als Materialeigenschaften

für die Spongiosa wurde bei einer Dichte von $0,7 \text{ g/cm}^3$ ein Elastizitätsmodul von 1050 N/mm^2 angenommen [28-31] und eine Querdehnzahl von 0,2 zugeordnet.

2.1.2.2. Biomechanische Bandeigenschaften

Dazu wurde von vier frischen Kadavern (ein männliches, drei weibliche Kadaver) nach exakter Vermessung der Geometrie (siehe Abschnitt 2.2.1.1) acht STL und acht SSL mit angrenzender Knochenlamelle entnommen und die Knochenlamellen mittels mechanischer Spannbacken in der elektromechanischen Universalprüfmaschine Typ LFEM 600/100/10 Typ LFEM 600/100/10 (Fa. Walter & Bai AG, Löhningen, Schweiz) fixiert. Die Verschiebungsmessung der Spannbacken wurde mit zwei induktiven Wegaufnehmern vom Typ W 10TK (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Deutschland) realisiert, wobei für die Messung das Gerät MGCplus in Verbindung mit der Messsoftware Catman eingesetzt wurde (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Deutschland). Nach zyklischer Vordehnung wurde die Dehnung unter maximaler Zuglast von 40N und einer Geschwindigkeit von 0,3mm/s gemessen. Für die STL ergaben sich im Schnitt Elastizitätsmoduln mit einem Mittelwert von $33,169 \text{ N/mm}^2$ bei einer Standardabweichung von 17,010. Die SSL stellten sich als die deutlich homogenere Gruppe dar. Die interindividuelle Varianz war mit einer Standardabweichung von 2,744 deutlich geringer. Insgesamt wiesen die SSL Elastizitätsmoduln von $16,187 \text{ N/mm}^2$ im Mittel auf. Da die biomechanischen Eigenschaften der SIL und ILL nicht experimentell bestimmt wurden, wurde ein Gesamtmittelwert von $26,35 \text{ N/mm}^2$ allen Bandstrukturen zugeordnet und entsprechend in die numerische Simulation integriert.

2.2. FE-Computermodellerstellung

2.2.1. Modellerstellung des knöchernen Beckens, der Wirbelkörper L4 und L5 und der Gelenke

Mittels Auto-CAD Bearbeitungsprogramm (Fa. Autodesk, San Rafael, Californien, USA) wurde manuell ein 3-dimensionales Abbild eines Hemibeckens, basierend auf dem im Abschnitt 2.1.1 erstellten CT-Datensatz entwickelt und einzelne geometrische Schichten mittels Polylinien hervorgehoben und räumlich orientiert. Die Schichtdicke wurde fokusabhängig unter anatomischen und biomechanischen Gesichtspunkten variiert. Bereiche erhöhter Komplexität oder Bereiche mit höheren Spannungs-/ Belastungsgradienten anhand eigener Vorstudien wurden differenzierter und feiner geschichtet [12]. So wurde die ossäre Gelenkfläche des ISG sowie die beiden Fossae ischadicae majores feiner diskretisiert. Über die Definition von Flächen erfolgte die Festlegung von vier Volumenkörpern (Os coxae, Os sacrum, ISG, Symphysis pubica) mittels Preprocessor GiD-Software (Version: 8.0.9-win-x32.exe, CIMNE, Barcelona, Spanien). Nach Spiegelung entlang der Schnittkante des Os sacrum entstand aus dem Semibecken ein kompletter knöcherner Beckenring. Das FE-Modell des Beckenrings wurde mit dem Computerprogramm ANSYS (Fa. ANSYS, USA) aus 123000 Knoten erstellt. Die Corticalis wurde als Schalenelement (Shell 63) mit Biege- und Membraneigenschaften, die Spongiosa mit tetrahedralen Volumenelementen (Solid 92) abgebildet. Gleichsam wurde mit der Modellerstellung der Wirbelkörper L4 und L5 vorgegangen. Die Elementauswahl entsprach der des knöchernen Beckens. Die nicht im Fokus unseres Interesses liegenden Processus spinosi wurden zur Vermeidung ungünstiger Elementgeometrien durch Scheibenelemente (Shell 63) dargestellt. Der Corticalis und der Spongiosa wurden dann die unter Abschnitt 2.1.2.1 aufgeführten Materialeigenschaften zugeordnet.

Die Darstellung und Berücksichtigung gelenkiger Verbindungen stellen sich als äußerst komplex dar. Ein großes Problem ist dabei die Anisotropie sowie die Heterogenität dieser Bereiche (Kapsel, Synovia, Knorpel, zunehmende altersabhängige Ossifikation), von der großen interindividuellen Varianz ganz abgesehen. Diese in vielen früheren Arbeiten ausgeklammerten Bereiche wurden nun nach einer Empfehlung von Li mittels des Mooney-Rivlin-Stoffgesetzes simuliert und eingefügt [28, 31]. Kerngedanke dieses Gesetzes ist es, Spannungs- und Verformungsverhalten von Elastomeren wirklichkeitsnah zu simulieren. Die für Elastomere typische Eigenschaft, auf Spannungen anfangs proportional sprich linear mit entsprechenden Dehnungen zu reagieren, wird bei zunehmender Belastung ähnlich der des viskoelastischen Verhaltens ligamentärer Strukturen um eine nichtlineare Komponente erweitert. Insgesamt wurden so das ISG, die Intervertebralgelenke L4/5 und L5/S1 sowie die Symphysis pubica mittels Mooney-Rivlin-Stoffgesetz simuliert, die notwendigen Konstanten wurden aus der Literatur entnommen [14, 28-31]. Der Besonderheit der inkompressiblen Synovialflüssigkeit im ISG [31] und damit resultierenden Nichtlinearität wurde durch die Erstellung

eines speziellen tetrahedralen Volumenelementes (Solid 187) Rechnung getragen. Das Intervertebralgelenk und die Symphysis pubica wurden durch den Elementtyp Solid 92 abgebildet, was lineares Materialverhalten unterstützt.

2.2.2. Modellerstellung der Bänder

Unter Abschnitt 2.1.1.2 wird ausführlich auf die Erstellung der geometrischen Bilddaten der Beckenbänder eingegangen. Diese wurden in das existente knöcherne FE-Computermodell implementiert und durch Stabelemente (Link 8) ersetzt (Fig. 9, 10). Aus medizinischer und mechanischer Sicht war es wichtig, dass diese Elemente einzig Zugkräfte, jedoch keine Druckkräfte abbilden können. Unter Verwendung der im Abschnitt 2.1.1.2.3 bestimmten Querschnittsflächen der einzelnen Bänder und des im Abschnitt 2.1.2.2 ermittelten Elastizitätsmoduls konnte die Dehnsteifigkeit errechnet und eindeutig den einzelnen Bändern zugeordnet werden.

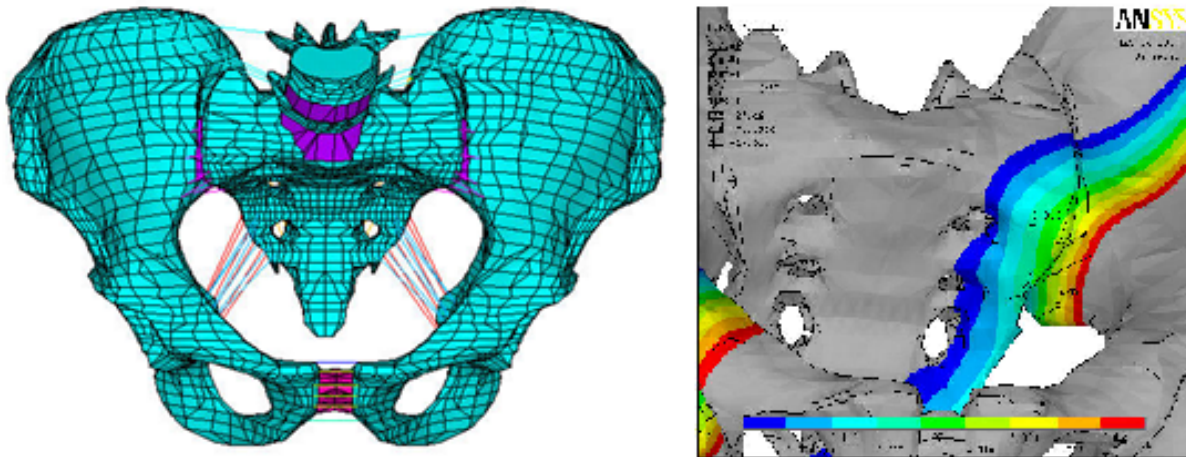


Fig. 9 links: FE-Modell von ventral
Fig. 10 rechts: unter Belastung

2.3. Analyse resultierender Instabilitäten nach einer „dash board“-injury mit „open book“-

Beckenringfraktur (AO 61 B3.1) – Mathematische Simulation am FE- Computermodell und vergleichende biomechanische Instabilitätstestung am Kadaverbecken

Fokus der Simulationen bzw. biomechanischen Instabilitätstestung waren die resultierenden Instabilitäten am hinteren Beckenring nach typischem indirekten Beckentrauma. Dazu wurden reine ligamentäre Verletzungsmuster simuliert bzw. unter idealisierten Testbedingungen induziert. Als Zielverletzung wurde die rotationsinstabile „open book“-Verletzung ausgewählt. Anhand der Daten aus biomechanischen Tests von MacAvoy et al. [5] wurde der ligamentäre Verletzungsumfang im FE-Computermodell simuliert und der resultierende Instabilitätsumfang mit dem Ergebnis einer biomechanischen Bruchsimulation im Sinne einer „dash board“-injury verglichen.

2.3.1. Mathematische Simulation am FE-Computermodell

2.3.1.1. Lasteinleitung und Lastfall

Der zugrundeliegende CT-Datensatz wurde einem 80 Kg schweren Mann zugeordnet. Der horizontale Kraftvektor wurde anhand des vorliegenden Collum-Diaphysen-Winkels von $121,12^\circ$ mit 24 kg bestimmt und eine auf das Acetabulum horizontal einwirkende Last von 240N ermittelt. Als Lastfall wurde der Zweibeinstand idealisiert angenommen.

2.3.1.2. Variablen

Die von uns getesteten Bänder wurden in funktionelle Gruppen zusammengefasst mit der Annahme, dass bei Schädigung eines Bandes konsekutiv auch die weiteren Bänder der entsprechenden Gruppe funktionell mitbetroffen sind. Eine Unterteilung der SIL erfolgte in dieser Simulation nicht.

Bandgruppe des hinteren Beckenrings (ILL+SIL):

- Lig. Iliolumbale (ILL)
- Sacroiliacaler Bandapparat (SIL)

Symphysale Bandgruppe (SYL):

- Ligg. pubica

Bandgruppe des Beckenbodens (STL+SSL):

- Lig. sacrotuberale (STL)
- Lig. sacrospinale (SSL)

2.3.1.3. Messwerte und –punkte

Messwerte: Es wurden Anstrengungszustände und Dislokationen im vorderen Beckenring, repräsentiert durch Relativverschiebungen in der Symphysis pubica, und im hinteren Beckenring, repräsentiert durch Relativverschiebungen im ISG zwischen dem Os ilium und dem Os sacrum vermessen. Weiterhin erfolgte die Vermessung der lastgerichteten Verschiebung des Lastangriffspunktes im Acetabulum.

Messpunkte: Die Messpunkte wurden wie folgt am FE-Computermodell festgelegt:

Messpunkt 1: STL

Messgegenstand: - Anstrengungszustände
- Nutationsbewegung des Os sacrum

Messpunkt 2: SSL

Messgegenstand: - Anstrengungszustände
- Nutationsbewegung des Os sacrum

Messpunkt 3-5: Os ilium und Os sacrum

Messgegenstand: - Anstrengungszustände
- 3-dimensionale Verschiebungen im ISG

Messpunkt 6: ILL

Messgegenstand: - Anstrengungszustände
- Lateralflexionen des Os iliums sowie spondylopelvine Verschiebungen

Messpunkt 7: Os pubis

Messgegenstand: - Anstrengungszustände
- 3-dimensionale Verschiebung in der Symphysis pubica

2.3.1.4. Untersuchungsablauf

Zur Veränderung der Bänderigenschaften wurde die Dehnsteifigkeit variiert. Es wurde biomechanisch sowohl eine Teilruptur als auch eine Einsteifung betrachtet. Bedingt durch die Linearität der Beziehung von Dehnsteifigkeit zu Elastizitätsmodul und Querschnittsfläche wurde zur rechnerischen Vereinfachung dabei nur das E-Modul verändert.

$$[D] = [E] \times [Q]$$

D = Dehnsteifigkeit

E = Elastizitätsmodul

Q = Querschnittsfläche

2.3.1.4.1. Mathematischen Simulation isolierter Bandgruppeninsuffizienzen

In dieser Simulation wurde jeweils einer funktionellen Bandgruppen (ILL+SIL, SYL, STL+SSL) nach einem standardisierten Ablaufplan verschiedene Dehnsteifigkeiten zugeteilt und die Dehnsteifigkeiten der restlichen Bandgruppen unverändert bei 100% Dehnsteifigkeit belassen. Nach Abschluss der Variation einer Bandgruppe wurde die folgende analysiert, so dass immer zwei Bandgruppen eine unveränderte Dehnsteifigkeit von 100% aufweisen. Initial wurden bei jeder Variation einer Bandgruppe der Lastfall Zweibeinstand mit der Ausgangsdehnsteifigkeit aller Bandgruppen von 100% durchlaufen. Danach folgte eine Reduktion der Dehnsteifigkeit der ausgesuchten Bandgruppe auf 50% des Ausgangswertes, um diese dann sukzessive in 10% Schritten auf 200% des Ausgangswertes zu

steigern. Insgesamt betrug somit die Variationsskala der Dehnsteifigkeit Werte von 50% bis 200% der Ausgangsdehnsteifigkeit. Bei den restlichen Bandgruppen wurde die Ausgangsdehnsteifigkeit bei 100% belassen und nicht verändert. Die zu Beginn manuell durchgeführte Steifigkeitsvariation wurde durch einen selbstentwickelten Algorithmus ersetzt, welcher die Steifigkeitsvariationen automatisiert durchführte und alle Messdaten automatisch erfasste.

2.3.1.4.2. Mathematische Simulation komplexer Bandgruppeninsuffizienzen

Anhand der von MacAvoy et al. [5] publizierten Daten hinsichtlich der Feststellung des ligamentären Verletzungsumfanges bei „open book“-Verletzungen erfolgte die Computersimulation nach ebendiesem Ablauf. So wurde die Diastase in der Symphysis pubica schrittweise vergrößert und die möglichen Bandverletzungen sowie die daraufhin resultierende Instabilität im vorderen und hinteren Beckenring berechnet.

3. Ergebnisse

3.1. Ergebnisse der mathematischen Simulation isolierter Bandgruppeninsuffizienzen

3.1.1. Bandgruppe des hinteren Beckenrings

Bei primär intakter Bandgruppe des hinteren Beckenrings zeigte sich bei dem simulierten Lastfall im ISG eine normale Relativverschiebung von 1,56 mm.

Erwartungsgemäß wurde bei einer schrittweisen Steigerung der Steifigkeit das ISG in seinem Bewegungsumfang eingeschränkt. So kam es zu einer Abnahme des sacroilacalen Bewegungsumfanges von 1,5642 mm bei $E-SI=26,3500 \text{ N/mm}^2$ auf 1,5561 mm bei $E-SI=52,7000 \text{ N/mm}^2$. Jede Zunahme der Gelenksteifigkeit führte konsekutiv auch zu einer Bewegungsrestriktion. Aufgrund der relativ großen Querschnittsfläche des Bandapparates fielen differenzierte Stressverteilungsmuster auf. So wurden in fortgeschrittenen Iterationsschritten einige Stabelemente aus der Berechnung herausgenommen, was biomechanisch mit einer Entlastung einzelner Faserzüge und einer sekundären Gelenkverkeilung interpretiert werden kann. Zudem kam es zu einer deutlichen Stauchung des superioren PSIL im simulierten Lastfall. Es ist anzunehmen, dass eine Dehnsteifigkeitsänderung dieser Strukturen im untersuchten Lastfall nur zu geringen oder keinen Änderungen des Gesamtbewegungsumfanges führt. Folgend nehmen die restlichen, das ISG überspannenden und beanspruchten Faserzüge eine Sonderrolle ein.

Bei der Reduktion des Elastizitätsmoduls auf 50% der Ausgangssteifigkeit keine Änderung zum Bewegungsumfang unter Normalbedingungen gemessen (1,5684 mm bei $E-SI=13,17500 \text{ N/mm}^2$). Es traten jedoch signifikante Änderungen bei der detektierten horizontalen Lasteintragung auf. Diese stellte sich mit 108,2318% bei 50% Elastizitätsmodul und 85,1492% bei einem Elastizitätsmodul von $52,7000 \text{ N/mm}^2$ als Kenngröße mit starker Varianz dar. Zusätzlich entwickelte sich in dem von uns durchgeführten Lastfall eine horizontale Drehachse im ISG. Dabei bewegte sich das Os coxae von ventrocaudal nach dorsocranial um das fixe Os sacrum, was zu einer Stauchung der PSIL und vermehrten Zugspannung der ASIL führte. Im vorderen Beckenring führte die Reduktion des E-Moduls von $26,3500 \text{ N/mm}^2$ auf $13,17500 \text{ N/mm}^2$ zu einer gemessenen Verschiebung an der Symphysis pubica von 14,3411 mm auf 14,4016 mm.

Insgesamt muss festgestellt werden, dass trotz Reduktion der Dehnsteifigkeit der Bandgruppe im hinteren Beckenring um 50% und Ausfall mehrerer Banelemente eine ausreichende Stabilität im vorderen und hinteren Beckenring vorliegt. Funktionell behindern die ASIL in Kombination mit der symphysealen Bandgruppe die Rotation um das Os sacrum und ein Aufklappen des anterioren Cingulum membri inferioris. Hauptstabilisierungsrichtung der Bandgruppe des hinteren Beckenrings ist in unserem Lastfall die horizontale Richtung mit einem zusätzlichen, als eher gering einzuschätzenden Abtrag der Vertikalkomponente hauptsächlich durch das ILL.

3.1.2. Symphyseale Bandgruppe

Die symphyseale Bandgruppe dient im simulierten Lastfall vorrangig dem horizontalen Lastabtrag. Zusätzlich kommt es in den ventrocaudalen Fasersträngen zu Zugbeanspruchungen, wodurch eine gegensätzliche Vertikalverschiebung im vorderen Beckenring verhindert wird. Die cranialen Faserzüge z.B. des Lig. pubicum superius werden bei caudocranialen Kraftvektoren deutlichen Druckkräften und Stauchungen ausgesetzt. Durch das Anspannen der caudalen Faserzüge erfolgt eine Reduzierung

der Innenrotation, welche sekundär auch zu einer Restriktion der horizontalen Verschiebung des Os coxae führt.

Bei Steigerung der Dehnsteifigkeit auf 200% nimmt die Verschiebung um 19,91% ab, bei Reduktion der Dehnsteifigkeit um 50% nimmt die Verschiebung um 15,2% zu. Weiterhin zeigte die Simulation eine signifikante biomechanische Mehrbelastung des hinteren Beckenring bei Schwächung der symphysealen Bandgruppe. Deutlich wird dies am kompensatorisch größeren Lastabtrag und den signifikant größeren Stresspeaks des hinteren Beckenrings.

3.1.3. Bandgruppe des Beckenbodens

Die Bandgruppe des Beckenbodens trägt vorrangig zum Verhindern des vertikalen Lastabtrages sowie der Nutationsbewegung des Os sacrum bei. Über den Hebelarm und das Drehmoment sind sie der wirkungsvollste Gegenspieler der Nutationsbewegung und blockieren diese bei vergleichsweise geringer Querschnittsfläche suffizient. Sie tragen damit maßgeblich zum Lastabtrag und zur elastischen Abfederung des Oberkörpergewichtes bei. Auch eine craniolaterale Rotationsbewegung setzt die Bänder einer restriktiven Anspannung aus. Dabei rotiert das Os coxae um das Os sacrum nach cranial. Eine Reduktion der Steifigkeit bewirkt eine entsprechende eine insuffiziente Restriktion der Nutationsbewegung und der craniolateralen Rotationsbewegung des Os coxae, womit die sacroiliacale Beweglichkeit unphysiologisch gesteigert wird. Der horizontale Lasteintragungspunkt ändert sich bei der Steifigkeitsvariation dagegen kaum. Bei einer Steifigkeitsabnahme um 50% nimmt dieser um 0,559% zu und sinkt um 1,306% bei der Steifigkeitszunahme auf 200%.

Insgesamt weisen die von uns numerisch gewonnenen Ergebnisse die Bandgruppe des Beckenbodens als die am stärksten den Bewegungsumfang des humanen Beckens beeinflussenden Bänder aus.

3.2. Ergebnisse der mathematischen Simulation komplexer Bandgruppeninsuffizienzen

Bei Simulationen einer „open book“-Verletzung (AO 61 B3.1) durch Modifikation der ermittelten Elastizitätsmoduln der Beckenbänder in Kombination mit der bei einer Ruptur der Symphysis pubica ermittelten Rotationachse im ISG sind folgender Verletzungsablauf anzunehmen. Bei einer Diastase der Symphysis pubica größer 20mm ist eine Ruptur der ASIL als erstes hochwahrscheinlich, folgend das SSL, das STL, die ISIL und als letzte die PSIL. Bleiben das STL und die PSIL intakt, kann von einer verbleibenden vertikalen Stabilität ausgegangen werden. Sind diese mit betroffen und rupturiert, muss von einer zusätzlichen vertikalen Instabilität ausgegangen werden. Jedoch muss schon bei Verletzungen der ASIL und des STL von einer unphysiologisch hohen Beweglichkeit im ISG ausgegangen werden.

4. Diskussion

„Open book“-Verletzungen sind per definitionem horizontal rotationsinstabile Frakturen und wurden erstmalig von Pennal und Tile 1980 [1] beschrieben. Entsprechende klinische Übersichtsarbeiten zur Gesamtverteilung gehen von einem Anteil an Beckenfrakturen von 10% aus. In der pathomechanisch orientierten Arbeit von Burgess et al. [32] sind „open book“-Verletzungen das Ergebnis einer antero-posterioren Kompression. Unterschiedliche biomechanische Studien haben das ligamentäre Verletzungsausmass untersucht. Prinzipiell wird von einer Ruptur des symphysealen Bandapparates, der SSL und STL sowie des ASIL und ISIL ausgegangen [5]. Simonian et al. [6] wiesen jedoch mit schrittweiser Durchtrennung einzelner Bänder einen relativ geringen Anteil der SSL und STL auf die Gesamtinstabilität nach, was in neueren Arbeiten von Vrahas et al. [7] bestätigt wurde.

Auch in unserer Bruchsimulation an einer geringen Probenanzahl wurden die ASIL und ISIL in unterschiedlichem Ausmaß verletzt, die SSL, STL und PSIL blieben dagegen bei beiden Becken intakt. Durch die FE-Simulation konnte der ligamentäre Verletzungsumfang sicher vorhergesagt werden. Übereinstimmungen mit der Bruchsimulation fanden sich qualitativ in der frühzeitigen Ruptur der ASIL und in der Unversehrtheit der PSIL. Dagegen wurde eine Ruptur der ISIL im zeitlichen Ablauf relativ verspätet vorhergesagt und eine Ruptur der SSL und STL bei Zunahme der Diastase in der Symphysis pubica berechnet. Das stimmt nicht mit den Ergebnissen der Bruchsimulation, jedoch mit den Daten der Literatur überein.

Simonian et al. [6] schlussfolgerten hinsichtlich der Restinstabilität bei „open book“-Verletzungen, dass die symphyseale Stabilität hauptsächlich durch den symphysealen Bandapparat, und die sacroiliacale Stabilität durch die ASIL und ISIL gesichert wird. In unserer Studie zur Bestimmung der Restinstabilität

wurde nur auf den hinteren, lasttragenden Beckenring fokussiert. Es wurde beim männlichen Becken (AO B3.1) mit höhergradiger Verletzung des ASIL und ISIL ein Verlust der axialen Rotationssteifigkeit von 74,3% und der horizontalen Rotationssteifigkeit von 36,7% festgestellt. Jedoch wurde auch beim weiblichen Becken ein Verlust der axialen Rotationssteifigkeit von 15% und der horizontalen Rotationssteifigkeit von 24,3% ermittelt. Mit der FE-Simulation konnte ebenfalls neben der axialen eine zweite, horizontal ausgerichtete Rotationsachse im ISG festgestellt werden. Diese stellte sich jedoch nur bei der Reduktion der Dehnsteifigkeit der Bänder des hinteren Beckenrings ein und wurde nicht bei der Simulation einer „open book“-Verletzung festgelegt. Die restlichen Beckenbänder blieben in dieser Simulation intakt. Zusätzlich fand eine Relativverschiebung der Symphysis pubica fand, kann jedoch noch nicht abschliessend gewertet werden.

Insgesamt konnte mit der FE-Simulation der „open book“-Verletzungsmechanismus abgebildet werden, jedoch sind folgende Kritikpunkte erwähnenswert. Die verwendeten Kadaverbecken unterschieden sich in Geometrie und Materialeigenschaften vom FE-Modell. Zudem erfolgte keine biomechanische Validierung vor den Bruchversuchen und die Bruchversuche wurden mit den FE-Simulationen nicht vollständig abgeglichen. Weiterhin muss festgestellt werden, dass bei dem weiblichen Kadaverbecken nach herkömmlichen klinisch-radiologischen Kriterien eine stabile Beckenringfraktur Typ A diagnostiziert wurde. Mit der biomechanischen Untersuchung zur Reststeifigkeit wurde jedoch eine multidirektionale Rotationsinstabilität im hinteren Beckenring im Sinne einer Typ B-Verletzung nachgewiesen. Durch die reine klinisch-radiologische Untersuchung wurde das realistische Verletzungsausmaß unterschätzt und falsch klassifiziert. Möglicherweise erschwerten fehlende Hämatome und Weichteilödeme radiologische Diagnosestellung. Nebenbefundlich fiel beim männlichen Becken ein, am Os sacrum ventral lokalisierter knöcherner Ausriss des ASIL auf, der nach Durchsicht klinischer Fälle bei mehreren „open book“-Verletzungen festgestellt werden konnte und ähnlich der typischen ventralen Impressionsfraktur des Os sacrum bei lateralen Kompressionsfrakturen (AO 61 B2) imponierte. Durch die, im CT häufig sichtbare fast komplette Wiederherstellung der anatomischen Fragmentkonstellation bei geringgradig dislozierten „open book“- und lateralen Kompressionsverletzungen, kann eine rein radiologische Differenzierung anhand dieses radiologischen Zeichens nicht erfolgen und sollte nur im Zusammenhang mit der klinischen Testung verwertet werden.

Zusammenfassend muss festgestellt werden, dass bei beiden frakturierten Becken eine multidirektionale Rotationsinstabilität ermittelt wurde, so dass wir tendenziell davon ausgehen, dass anteriore Kompressionsverletzungen bzw. indirekte „dash board“-injuries mit einer Verletzung des Bandapparates im hinteren Beckenring einhergehen. Hinsichtlich der biomechanischen Funktion müssen die Anteile des Bandapparates differenziert betrachtet werden. Anatomische Studien zum ISG bestätigen zwar generell die Wichtigkeit des Bandapparates im hinteren Beckenring, jedoch besitzt das ISIL [7, 8] eine Sonderfunktion, was durch unsere anatomischen Studien ebenfalls nachgewiesen werden konnte. Danach sind die Volumina und Ursprungsflächen der ISIL im Vgl. zu den ASIL und PSIL am größten, was für die entscheidende biomechanische Bedeutung dieses Teils des Bandapparates spricht. Zudem wurde sowohl in den anatomischen Arbeiten als auch in der FE-Simulation nachgewiesen, dass zwischen den einzelnen Faserbündeln funktionelle Verzahnungen bestehen. Weiterhin existieren geschlechterspezifische anatomische Unterschiede, was prinzipiell schon durch die geometrischen Abmessungen des knöchernen Beckens bedingt ist. So waren in männlichen Becken die gemessenen Parameter der ASIL und PSIL erhöht, dagegen in weiblichen Proben die ISIL-Parameter. Diese Differenzierung setzt sich auch bei den SSL und STL fort. Wir konnten nachweisen, dass das STL und SSL geschlechterspezifische Unterschiede in Gesamtlänge, knöcherner Insertionslänge und Bandhöhe am Insertionspunkt aufwiesen.

Daher ist eine feinstufige klinisch-radiologische Diagnostik notwendig, um den kompletten Umfang einer „open book“-Verletzung festzustellen. Neben der Bestimmung der Fragmenanzahl und –lokalisierung ist auch die Beurteilung der Bandstrukturen erforderlich. Derzeit wird mit der Standardbildgebung keine Untersuchung der Beckenbänder ermöglicht. Auch mit speziellen Techniken sind die SSL und STL nicht visualisierbar. Im Rahmen einer eigenen prospektiven klinischen Studie (Böhme et al., accepted in: Der Unfallchirurg 2009) sollte die Inzidenz von Verletzungen des ILL als Teil der Bandgruppe des hinteren Beckenrings bei Beckenringfrakturen festgestellt werden. Nach den Ergebnissen unserer FE-Simulationen trägt diese Bandgruppe wesentlich zum horizontalen Lastabtrag bei. Da Querfortsatzfrakturen des vierten oder fünften Lendenwirbelkörpers, durch das ILL mit der Darmbeinschaukel verbunden, pathognomonisch für eine „vertical shear“-Verletzung [33] sind, sind diese auch funktionell ähnlich wie eine ILL-Ruptur zu werten. Jedoch unterscheiden sich Frakturen von Bandrupturen hinsichtlich des Entstehungsmechanismus. Frakturen sind auf Biege-, Torsions- oder direkten Anpralltraumen

zurückzuführen, Bandrupturen auf Zugkräfte in Faserrichtung. Acht Patienten mit Typ B- und 12 Patienten mit Typ C-Frakturen wurden prospektiv kernspintomographisch (1,5T) untersucht. Eine partielle Ruptur des ipsilateralen ILL konnte bei einer „open book“-Verletzung (AO 61 B3.2) und zwei „vertical shear“-Verletzungen (AO 61 C1.2) nachgewiesen werden. In allen drei Fällen war das ipsilaterale ISG disloziert. Wir gehen davon aus, dass eine vertikale Verschiebung des frakturierten Os sacrum eine Querfortsatzfraktur verursacht, eine Verletzung des quer verlaufenden ILL dagegen durch eine massive Dislokation der Darmbeinschaukel nach craniolateral entsteht. Da nach eigenen Untersuchungen das ILL auch eine vertikale Reststabilität im hinteren Beckenring sichert, muss eine Verletzung auch bei typischerweise rotationsinstabilen Typ B-Verletzungen eine zusätzliche vertikale Instabilität bedingen. Biomechanische Tests belegen, dass das ILL bis zu 35% der im Lumbosakralgelenk auftretenden Belastungsenergie kompensiert [34] und als wichtiger kontrollierender Faktor der Extension und Flexion fungiert. Bei der Stabilisierung von Beckenringfrakturen Typ C durch die trianguläre vertebropelvine Abstützung (TVPA), erstmalig vorgestellt von Josten et al. [9], wird indirekt über die Immobilisation des Segmentes L5/S1 eine Ausheilung dieser knöchern-ligamentären Verletzungen begünstigt. Retrospektive Untersuchungen (Böhme et al., accepted in: Der Unfallchirurg 2009) am eigenen Patientengut waren auf die ligamentären Ausheilungsergebnisse, speziell segmentale Hyper- und Hypomobilitäten von L5/S1 fokussiert. Von 20 nachuntersuchten Patienten konnte in vier Fällen ein mässig bis starker chronischer Rückenschmerz mit einem klinischen Instabilitätstest (Menell Test Phase III) und Hypermobilitäten im Segment L5/S1 korreliert werden. Bei diesen Patienten kam es zu einer frühzeitigen Auslockerung der TVPA, in einem Fall sogar mit einem sekundären Repositionsverlust. Patienten, bei denen das Material nicht auslockerte, hatten dagegen keine Rückenschmerzen, radiologisch wurde ein hypomobiles L5/S1-Segment diagnostiziert. Wir gehen davon aus, dass knöchern-ligamentäre Verletzungen im hinteren Beckenring eine rigide Stabilisierung erfordern. Typischerweise werden „open book“-Verletzungen nur im vorderen Beckenring stabilisiert. Jedoch kann abhängig vom Dislokationsgrad im hinteren Beckenring eine zusätzliche dorsale Stabilisierung erwogen werden. In der Studie von Rommens et al. [10] wurden bei 100 Patienten mit Becken B-Frakturen in 10 Fällen (10%) eine additive transiliosacrale Transfixation durchgeführt. Zwar konnten biomechanische Stabilitätsprüfungen hinsichtlich des Effekts einer zusätzlichen dorsalen Stabilisierung bei „open book“-Verletzungen keine verbesserte Stabilität des kombinierten Verfahrens bestätigen, jedoch basierten diese Tests auf intakten ISIL, was nach aktuellem Wissensstand das realistische Verletzungsausmaß nur inkomplett widerspiegelt. Daher wird derzeit in „Zweifelsfällen“ über eine klinische Stabilitätsprüfung festgelegt, wann eine dorsale Stabilisierung notwendig zu sein scheint.

5. References

- [1] Pennal GF, Tile M, Waddell JP, Garside H. Pelvic disruption: assessment and classification. Clin. Orthop Relat Res 1980 Sep; (151): 12-21.
- [2] Linnau KF, Blackmore CC, Kaufman R, Nguyen TN, Routt ML Jr, Stambaugh LE 3rd, Jurkovich GJ, Mock CN. Do initial radiographs agree with crash side mechanism of injury in pelvic ring disruptions? A pilot study. J Orthop Trauma. 2007 Jul;21(6):375-80.
- [3] Sauerland S, Bouillon B, Rixen D, Raum MR, Koy T, Neugebauer EA. The reliability of clinical examination in detecting pelvic fractures in blunt trauma patients: a meta-analysis. Arch Orthop Trauma Surg. 2004 Mar;124(2):123-8. Epub 2004 Jan 27.
- [4] Shlamovitz GZ, Mower WR, Bergman J, Chuang KR, Crisp J, Hardy D, Sargent M, Shroff SD, Snyder E, Morgan MT. How (un)useful is the pelvic ring stability examination in diagnosing mechanically unstable pelvic fractures in blunt trauma patients? J Trauma. 2009 Mar;66(3):815-20.
- [5] MacAvoy MC, McClellan RT, Goodman SB, Chien CR, Allen WA, van der Meulen MC. Stability of open-book pelvic fractures using a new biomechanical model of single-limb stance J Orthop Trauma. 1997 Nov;11(8):590-3.
- [6] Simonian PT, Routt ML Jr, Harrington RM, Mayo KA, Tencer AF. Biomechanical simulation of the anteroposterior compression injury of the pelvis. An understanding of instability and fixation. Clin Orthop Relat Res. 1994 Dec;(309):245-56.
- [7] Vrahas M, Hern TC, Diangelo D, et al. Ligamentous Contributions to Pelvic Stability. Orthopedics 1995;18:271-4.
- [8] Puhakka KB, Melsen F, Jurik AG, et al. MR imaging of the normal sacroiliac joint with correlation to histology. Skeletal Radiol 2004;33:15-28.

- [9] Josten C, Schildhauer TA, Muhr G, Therapy of unstable sacrum fractures in pelvic ring. Results of osteosynthesis with early mobilization. *Chirurg*. 1994 Nov; 65(11): 970-5.
- [10] Rommens PM, Gercek E, Hansen M, Hessmann MH. Mortality, morbidity and functional outcome after open book and lateral compression lesions of the pelvic ring. A retrospective analysis of 100 type B pelvic ring lesions according to Tile's classification *Unfallchirurg*. 2003 Jul;106(7):542-9.
- [11] Pohlemann T, Gänsslen A, Schellwald O, Culemann U, Tschern H. Outcome evaluation after unstable injuries of the pelvic ring. *Unfallchirurg*. 1996 Apr;99(4):249-59.
- [12] J. Böhme, R. Hülse, S. Klima, J. Dorow, V. Slowik and C. Josten. Development of a biomechanics validated Finite Element model of the pelvis, *Journal of Biomechanics*, Volume 39, Supplement 1, 2006, Page S572.
- [13] Hammer N, Steinke H, Slowik V, Josten C, Stadler J, Böhme J, Spanel-Borowski K. The sacrotuberous and the sacrospinous ligament - A virtual reconstruction *Ann. Anat.* 2009 May 3.
- [14] Wirtz, D.C., et al., Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *J Biomech*, 2000. 33(10): p. 1325-30.
- [15] Birnbaum, K., et al., Material properties of trabecular bone structures. *Surg Radiol Anat*, 2001. 23(6): p. 399-407.
- [16] Abendschein, W. and G.W. Hyatt, Ultrasonics and selected physical properties of bone. *Clin Orthop Relat Res*, 1970. 69: p. 294-301.
- [17] Carter, D.R., et al., Measurement and analysis of in vivo bone strains on the canine radius and ulna. *J Biomech*, 1980. 13(1): p. 27-38.
- [18] Ciarelli, M.J., et al., Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *J Orthop Res*, 1991. 9(5): p. 674-82.
- [19] Knauss, P., [Material properties and strength behavior of the compact bone tissue at the coxal human-femur (author's transl)]. *Biomed Tech (Berl)*, 1981. 26(12): p. 311-5.
- [20] Knauss, P., [Material properties and strength behaviour of spongy bone tissue at the coxal human femur. (author's transl)]. *Biomed Tech (Berl)*, 1981. 26(9): p. 200-10.
- [21] Lotz, J.C., T.N. Gerhart, and W.C. Hayes, Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur. *J Biomech*, 1991. 24(5): p. 317-29.
- [22] Mittra, E., Interrelationship of trabecular mechanical and microstructural properties in sheep trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 2005. 38: p. 1229-1237.
- [23] Thompson, M.S., et al., A comparison of structural and mechanical properties in cancellous bone from the femoral head and acetabulum. *Proc Inst Mech Eng [H]*, 2004. 218(6): p. 425-9.
- [24] Anderson, A.E., A Subject-Specific Finite Element Model of the Pelvis: Development, Validation and Sensitivity Studies. *Journal of Biomechanical Engineering* 2004.
- [25] Anderson, A.E. Development and Validation of a Finite Element Model of the Pelvis. in *ASME International Mechanical Engineering Congress & Exposition*. 2003. Washington.
- [26] Phillips, A.T., et al., Finite element modelling of the pelvis: inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions. *Med Eng Phys*, 2007. 29(7): p. 739-48.
- [27] Phillips, A.T., et al., 3D non-linear analysis of the acetabular construct following impaction grafting. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2006. 9(3): p. 125-33.
- [28] Li, Z., et al., Biomechanical response of the pubic symphysis in lateral pelvic impacts: a finite element study. *J Biomech*, 2007. 40(12): p. 2758-66.
- [29] Zoupin, L., Biomechanical response of the pubic in lateral pelvic impacts. *Journal of Biomechanics*, 2007.
- [30] Little, R.B., et al., A three-dimensional finite element analysis of the upper tibia. *J Biomech Eng*, 1986. 108(2): p. 111-9.
- [31] Li, Z., et al., Three-dimensional finite element models of the human pubic symphysis with viscohyperelastic soft tissues. *Ann Biomed Eng*, 2006. 34(9): p. 1452-62.
- [32] Burgess AR, Eastridge BJ, Young JW, Ellison TS, Ellison PS Jr, Poka A, Bathon GH, Brumback RJ. Pelvic ring disruptions: effective classification system and treatment protocols. *J Trauma*. 1990 Jul;30(7):848-56.
- [33] Reis ND, Keret D (1985) Fracture of the transverse process of the fifth lumbar vertebra. *Injury* 16(6):421-423.
- [34] Chow, D.H.K., Torsional stability of the lumbosacral junctions. Significance of the iliolumbar ligament. *Spine*, 1989. 14: p. 611-615.