

Redaktion

W. Mutschler, München

U. Culemann¹ · M. Seelig¹ · U. Lange² · A. Gänsslen² · G. Tosounidis¹ · T. Pohlemann¹

¹ Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie,
 Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar

² Unfallchirurgische Klinik, Medizinische Hochschule Hannover

Vergleichende biomechanische Untersuchung zur internen Stabilisierung der transforaminalen Sakrumfraktur

Ist eine winkelstabile Plattenosteosynthese vorteilhaft?

Beckenverletzungen insgesamt sind mit einer Inzidenz von 3–20/100.000 relativ seltene Verletzungen [26]. Von allen verunfallten Patienten erleiden nur 3–8% eine Beckenverletzung [21]. Mehrheitlich überwiegen hierbei leichte Verletzungen ohne Beeinträchtigung der knöchernen Stabilität des Beckenrings [35]. Besondere Bedeutung haben instabile Beckenverletzungen mit Unterbrechung des Beckenrings, die häufig Teil eines Polytraumas sind und mit pelvinen Massenblutungen als primärer Todesursache einhergehen können.

Sakrumfrakturen stellen einen Teil der Beckenverletzungen dar und werden in ihrer klinischen Relevanz häufig verkannt und im Rahmen eines Polytraumas oft übersehen. So finden sich bei 17–30% der Patienten mit Verletzungen des Beckens instabile Frakturen des Os sacrum [5, 7].

Sakrumfrakturen entstehen durch eine Vielzahl von Unfallmechanismen. Als wesentlich sind Hochrasanztraumata im Straßenverkehr sowie Stürze aus großer Höhe anzuführen [10]. Weiterhin werden isolierte Sakrumfrakturen als Ermüdungsfrakturen bei bestehender Osteo-

porose, Osteomalazie oder als Folge maligner Tumoren beschrieben [12].

Klinisch bedeutsam sind Sakrumfrakturen, weil sie stets eine distale Wirbelsäulenverletzung mit der Gefahr von Nervenschäden darstellen und zugleich Teil einer instabilen Beckenringverletzung mit den entsprechenden Komplikationen sein können. Der transforaminalen Sakrumfraktur kommt dabei wegen einer hohen Inzidenz von 34% unter allen Sakrumfrakturen und einer hohen Rate an Nervenschädigungen eine besondere klinische Bedeutung zu [5].

Die Therapie der Sakrumfrakturen sollte sich sowohl an der Stabilität des Beckenrings [18], als auch an der vorhandenen Nervenläsion orientieren. Bei unverschobenen, stabilen Frakturen des Beckenrings ohne neurologische Symptomatik ist die konservative Behandlung Therapie der Wahl. Bei instabilen Beckenringverletzungen zeigen sie hingegen durchweg schlechtere Ergebnisse [2, 3, 18, 19, 36, 39]. Die operative Stabilisierung ermöglicht hier eine frühe Rehabilitation und senkt die Komorbidität [3, 15].

Das primäre Therapieziel instabiler Beckenringfrakturen ist die Stabilisierung des Beckens zur Reduktion pelviner Blutungen. Die definitive, möglichst anatomische Rekonstruktion folgt zumeist in der sekundären Operationsphase [24]. Bei gleichzeitig vorliegender Nervenschädigung ist eine zusätzliche offene Dekompression beteiligter Nerven erforderlich [5, 7, 18].

Prinzipiell eignen sich sowohl externe, als auch interne Stabilisierungsverfahren. Heute wird die interne Stabilisierung als Methode der Wahl eingesetzt [2, 3, 8, 13, 18, 19, 36, 39]. Bislang hat sich noch kein einheitliches befriedigendes Osteosyntheseverfahren durchgesetzt. Zumeist besteht das Osteosyntheseprinzip in einer Transfixation des dorsalen Beckenrings durch Überbrückung eines oder beider Sakroiliakalgelenke (SIG) mit Schrauben, Gewindestäben oder Platten. Bei Frakturen, die ausschließlich das Sakrum betreffen, ist das SIG meistens intakt und wird dennoch langfristig transfixiert [16]. Teilweise voluminöses Implantatdesign kann eine ausgedehnte Weichteilexposition erfordern.

U. Culemann · M. Seelig · U. Lange · A. Gänsslen · G. Tosounidis · T. Pohlemann

Vergleichende biomechanische Untersuchung zur internen Stabilisierung der transforaminalen Sakrumfraktur. Ist eine winkelstabile Plattenosteosynthese vorteilhaft?

Zusammenfassung

Hintergrund. Für die einzelnen Regionen des Beckenrings sind bewährte Osteosyntheseverfahren angegeben, während sich zur Behandlung instabiler Sakrumfrakturen noch kein einheitliches befriedigendes Osteosyntheseverfahren durchgesetzt hat. Aufgrund der besonderen Gegebenheiten des hinteren Beckenrings erscheint eine lokale Plattenosteosynthese vorteilhaft. In vielen Bereichen der Frakturversorgung haben sich winkelstabile Implantate durchgesetzt. Der Prototyp einer neu entwickelten winkelstabilen Kleinfragmentplatte wurde biomechanisch im Vergleich zu einer nicht-winkelstabilen Kleinfragmentplatte und 2 transiliosakralen Zugschrauben getestet.

Material und Methoden. Die Implantate wurden an 6 Kunststoffmodellen und 3 konservierten anatomischen Modellen untersucht. Eine Beckenringverletzung vom Typ C1 nach Tile wurde durch eine transforaminale Sakrumfraktur und eine Symphysenruptur simuliert. Die Präparate wurden im auf-

rechten Einbeinstand axialen Belastungen von maximal 800 N für die Kunststoffmodelle und 200 N für die anatomischen Modelle in einer Universalmaterialprüfmaschine ausgesetzt. Mit Hilfe eines ultraschallbasierten Messsystems wurden Translationen (X, Y, Z) und Rotationen (α , β , γ) erfasst. Ausgewertet wurden die Parameter Bewegungsmuster, Translation/Rotation, Belastungsgrenze und plastische Verformung.

Ergebnisse. Die bereits in Voruntersuchungen 1992 festgestellten Bewegungsmuster konnten in der Untersuchung mit allen Osteosynthesen erneut nachvollzogen werden. Die Hauptbewegungsrichtung des medialen Sakrumanteils war nach dorsokaudal, die Hauptrotationsrichtung nach ventral um eine Transversalachse (Winkel β). Bei Verwendung der nicht-winkelstabilen Kleinfragmentplatte fand eine signifikant höhere Translation entlang der X- und Z-Achse und eine signifikant höhere Rotation im Vergleich zu den beiden verwendeten transiliosakralen

Zugschrauben statt. Das winkelstabile Implantat zeigte keine signifikanten Unterschiede zur Kleinfragmentplatte und wies im Vergleich zu den beiden transiliosakralen Zugschrauben ebenfalls vergleichbare Ergebnisse auf, ließ aber erhöhte Rotationen nach ventral (Winkel β) und plastische Verformungen zu.

Schlussfolgerung. Im Kunststoffmodell stellt das winkelstabile Kleinfragmentimplantat biomechanisch eine Alternative zu 2 transiliosakralen Zugschrauben dar. Als hinderlich beim Einbringen des Implantats erwies sich die vorgegebene Schraubenrichtung. Das anatomische Modell konnte zur Untersuchung keine verwertbaren Ergebnisse aufgrund der minderen Knochenqualität beitragen.

Schlüsselwörter

Becken · Transforaminale Sakrumfraktur · Kleinfragmentplatte · Winkelstabil · Biomechanik

Biomechanical comparison of different stabilisation devices for transforaminal sacral fracture. Is an interlocking device advantageous?

Abstract

Background. Reliable osteosynthesis for fractures in the different regions of the human pelvis are described in the literature while there is no common and satisfying treatment for unstable sacral fractures.

Because of the posterior pelvic ring's special anatomic conditions a local plate osteosynthesis seems to be advantageous. In many fields of modern fracture treatment locking implants show superior results. The prototype of a local locking plate osteosynthesis was compared to a common local plate and two sacroiliac screws.

Methods. The implants were tested using six plastic models of the pelvis and three embalmed human specimens. A Tile C1 fracture

was created by disruption of the pubic symphysis and a transforaminal osteotomy. The specimens were exposed to axial loading in an upright single-leg stance with a maximum of 800 N for the plastic models and 200 N for the human specimens. An ultrasonic-based measuring system recorded translations (X, Y, Z) and rotations (α , β , γ). Parameters such as pattern of motion, translation/rotation, load to failure and remaining dislocation were evaluated.

Results. Concerning most of the evaluated parameters the local plate osteosynthesis was inferior compared with two sacroiliac screws. There were no significant differences between the locking implant and the local

plate osteosynthesis. Compared with the two sacroiliac screws the locking implant shows biomechanically equal results but allows greater anterior rotation and remaining dislocation. Because of the lower bone quality, the results from the anatomic specimen tested were not utilisable.

Conclusions. The locking implant is biomechanically an alternative compared with two sacroiliac screws. Problems occurred due to the preset direction of the locking head screws.

Keywords

Pelvis · Transforaminal sacrum fracture · Local plate · Locking · Biomechanics

Kleinfragmentplatten erlauben eine geringe Weichteilexposition, ausreichende Übersicht zur Freilegung und Dekompression von Nervenwurzeln unter Schonung des SIG. Die Verankerung der Schrauben erfolgt ausschließlich im Os sacrum selbst, das trotz einer komplizierten Anatomie über Regionen verfügt, in denen mit relativ großer Sicherheit ein Implantat verankert werden kann [1, 20]. Vorausgegangene biomechanisch vergleichende Implantatstudien zur Stabilisierung von transforaminalen Sakrumfrakturen an Kadaverbecken wiesen eine ausreichende Stabilisierung ohne Implantatversagen ohne signifikante Unterschiede der untersuchten Implantate auf [23, 25], es zeigten sich allerdings nicht selten sekundäre Schraubenlockerungen.

Winkelstabile Implantate ermöglichen einen festen Verbund zwischen Implantat und Schraube, reduzieren Bewegungen der Fraktursegmente gegeneinander und gewährleisten, dass sich die Schrauben nicht sekundär im Verhältnis zur Platte bewegen. Besonders im strukturschwachen Knochen erweisen sie sich als vorteilhaft. Da die knöchernen Struktur des Os sacrum aufgrund des hohen Spongiosaanteils Implantaten nur schlechten Halt bietet, ergeben sich für winkelstabile Implantate theoretische Vorteile in Bezug auf das Risiko der Schraubenlockerung.

Ziel der Studie ist es, zu untersuchen, ob eine winkelstabile Kleinfragmentplatte im Vergleich zum nicht-winkelstabilen Implantat sowie zu 2 transiliosakralen Zugschrauben eine Alternative oder mögliche Verbesserung in der Versorgung der transforaminalen Sakrumfraktur darstellt.

Material und Methoden

Präparate

Für die Untersuchungen wurden zum einen 6 aus Kunststoff bestehende Modelle des menschlichen Beckenrings (Nr. 4060, Fa. Synbone, Bettlach, Schweiz) eingesetzt, die vor Versuchsbeginn vermessen wurden (Distantia cristarum, Distantia spinarum, Diameter spinarum posterior superior, Diameter spinarum posterior inferior, Diameter transversa,

Conjugata anatomica, Diameter transversa), um die Vergleichbarkeit untereinander zu überprüfen. Das SIG überbrückten wir aufgrund des fehlenden Bandapparats durch 2 in den 2. Sakralwirbel eingebrachte 3,5-mm-Kortikalischrauben, die den Frakturspalt nicht tangierten. Der 5. Lendenwirbelkörper wurde durch einen Kugelaufbau aus Hartholz simuliert.

Zum anderen wurden 3 formalinfixierte menschliche Beckenpräparate aus Körperspenden mit vorliegender Einwilligung der Spender verwendet. Der Altersdurchschnitt betrug 83,7 Jahren, das durchschnittliche Gewicht 70,7 kg und die durchschnittliche Größe 167,7 cm. Das Weichteilgewebe wurde nach Entnahme entfernt, die Ligg. sacroiliacalia anteriora, interossea et posteriora, sowie das Lig. sacrotuberale und Lig. sacrospinale belassen und die Lendenwirbelsäule nach einer Knochendichtemessung an einem Osteodensitometrieplatz (Discovery W, Fa. Hologic, Bedford, USA) abgesetzt. Im Anschluss wurden die Präparate kryokonserviert und vor Versuchsbeginn unter Befeuchtung mit 0,9% NaCl-Lösung über 6 h aufgetaut.

Frakturmodell

Als Frakturmodell wurde eine Beckenringinstabilität des Typs C1 nach Tile mit ventraler Symphysenruptur und dorsaler transforaminaler Sakrumfraktur gewählt. Nach anatomischer Reposition erfolgte die Stabilisierung der Symphyse durch eine von kranial befestigte 4-Loch-AO-DC-Platte. Eine transforaminale Sakrumfraktur wurde durch eine Osteotomie durch die Mitte der Neuroforamina mit einer oszillierenden Säge und einer standardisierten Sägeschablone erzeugt.

Implantate und Implantationstechnik

Transiliosakrale Zugschrauben

Zwei 6,5-mm-AO-Schrauben mit 32-mm-Gewinde wurden als transiliosakrale Zugschrauben verwendet und nach Vorbohrung mittels eines Zielgeräts durch die Lateralseite des Os ilium transpedikulär in den Sakrumkörper S1 implantiert. Un-


terlegscheiben verhinderten das Einsinken der Schraubenköpfe in den Knochen. In gleicher Vorgehensweise wurde eine 2. Zugschraube ebenfalls in den 1. Sakralkörper eingebracht.

Kleinfragmentplatte

Eine speziell an den S1-Pedikel adaptierte, nicht-winkelstabile 4-Loch-Platte (Fa. Stratec Medical, Waldenburg, Schweiz) mit zweiflügeligem Design wurde kombiniert mit einer zusätzlich in Höhe S3/4 angebrachten 2-Loch-1/3-Rohrplatte implantiert und dorsal über dem Frakturspalt in Höhe des Sakrumkörpers S1 dem Sakrum angeformt. Nach Vorbohrung wurden jeweils zwei 3,5-mm-Kortikalis-kleinfragmentschrauben aus Stahl lateral des Frakturspalts in die Ala sacralis und medial des Frakturspalts durch den S1-Pedikel bis zur Kortikalis des Promontoriums eingeschraubt, sodass sie die Kortikalis um 1 1/2-Gewindelängen perforierten.

Die distale 2-Loch-1/3-Rohrplatte wurde mittels zweier Kleinfragmentschrauben abhängig von der Knochenbeschaffenheit im anatomischen Modell über dem Frakturspalt in Höhe S3/4 fixiert.

Winkelstabile Kleinfragmentplatte

Die zweiflügelige winkelstabile Kleinfragmentplatte (Fa. Synthes, Bettlach, Schweiz;  **Abb. 1**) stellte eine Weiterentwicklung der oben angeführten nicht-winkelstabilen Kleinfragmentplatte dar und wurde ebenfalls mit einer zusätzlich distal angebrachten 2-Loch-1/3-Rohrplatte implantiert. Die Winkelstabilität wird durch Gewinde erreicht, in denen LCP-Kopfverriegelungsschrauben 3,5 mm fixiert wurden. Die vorgegebene Schraubenrichtung war speziell an die anatomischen Gegebenheiten des Os sacrum angepasst. Eine weite kraniale Ausbuchtung zwischen den Flügeln sollte eine bessere Anformung an den Processus articularis superior ermöglichen.

Die Implantation erfolgte analog zur nicht-winkelstabilen Kleinfragmentplatte mittels 3,5-mm-Kopfverriegelungsschrauben aus Titan, die sich durch ein vorgegebenes Drehmoment in der Platte verriegelten. Für die Vorbohrung wurde eine Bohrhülse benutzt.

Versuchsaufbau

Für die Testanordnung wurde das Modell des Einbeinstandes mit physiologischer Belastung im aufrechten Stand gewählt (■ **Abb. 2**), um eine unkontrollierbare Lastverteilung über die nicht betroffene Beckenhälfte zu vermeiden. Zur Krafteinleitung wurde auf den Wirbelkörper S₁ eine Andruckkugel montiert. Die Simulation der relevanten Muskelzüge erfolgte über hochfeste Nylonsehnüre.

Zur dreidimensionalen (3D-)Messung der Bewegungen im Frakturspalt wurde der Zebris-3D-Motion-Analyzer (CM-S70P, Fa. Zebris, Isny), ein ultraschallbasiertes Messsystem, benutzt. Mittels einer Schablone wurde ein 3D-Koordinatensystem festgelegt und der Messpunkt in den Pedikel des Wirbelkörpers S₁ projiziert, der als wesentlicher Stabilisator des Os sacrum und damit des dorsalen Beckenrings gilt [9]. Die Messrate betrug 5 MHz.

Eine digital gesteuerten Universal-Materialprüfmaschine (Universal-Materialprüfmaschine Nr. 144503, Fa. Zwick, Ulm/Einsingen) setzte die Becken axialen Belastungen aus. Die Krafteinleitung erfolgte von distal über den Ständer in das Becken.

Versuchsablauf und Datenverarbeitung

Die Osteosynthesen wurden an jedem Einzelbecken in alternierender Reihenfolge getestet. Drei vorangestellten Setzzyklen von 150 N für die anatomischen und 400 N für die Kunststoffmodelle folgte ein Belastungszyklus von 200 N für die anatomischen und 800 N für die Kunststoffmodelle. Im Anschluss an den Belastungszyklus trat eine bleibende, also plastische Verformung ein und der elastische Zustand der Setzzyklen wurde nicht wieder erreicht. Das Ausmaß der plastischen Verformung bietet einen Anhalt für eine zu erwartende dauerhafte Verschiebung im klinischen Einsatz. Die Belastungsgrenze wurde analog einer Studie von Roult u. Simonian [27] als Dislokation von mehr als ± 1 cm entlang einer der Translationsachsen definiert. Bei Versagen der Osteosynthese wurde der Versuch

abgebrochen. Die gemessenen Parameter Translation/Rotation und plastische Verformung wurden anhand einer zweifaktoriellen Varianzanalyse mit nachfolgendem Post-hoc-Test nach Scheffé statistisch untersucht.

Ergebnisse

Die Knochendichtemessung der anatomischen Präparate zeigt einen durchschnittlichen BMD („bone mineral density“) von $0,78 \text{ g/cm}^2$. Becken Nr. 3 zeigt den höchsten BMD mit $1,19 \text{ g/cm}^2$. Bei der Vermessung der Kunststoffpräparate lag die maximale Abweichung bezogen

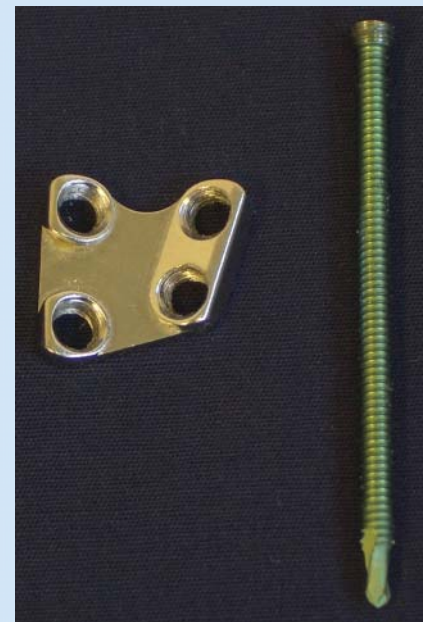


Abb. 1 ▶ Winkelstabile Kleinfragmentplatte

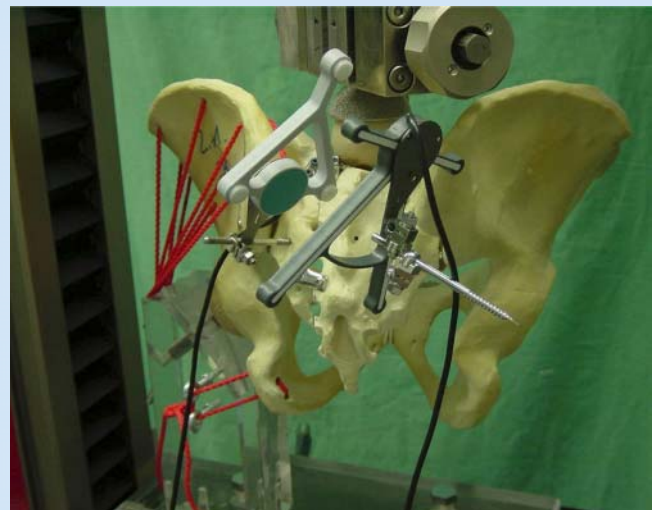


Abb. 2 ▶ Versuchsaufbau, Simulation des Einbeinstandes

auf alle gemessenen Distanzen bei 4 mm. Die Standardabweichung betrug zwischen $0,8$ und $1,5$ mm. Mit unterschiedlichem Ausmaß des Bewegungsumfangs findet sich bei allen Osteosynthesen ein einheitliches, wiederkehrendes Bewegungsmuster (■ **Abb. 3**).

Im Kunststoffmodell erfolgten die Translationen hauptsächlich in dorso-kaudaler Richtung ($-X$ und $-Z$). Bewegungen in der Y-Achse finden nur in geringem Maße statt, sodass praktisch keine Distraktions- oder Kompressionsbewegungen zu beobachten sind. Die Hauptrotation erfolgte nach ventral ($-\beta$). Geringe einwärts gerichtete Rotationen mit einer

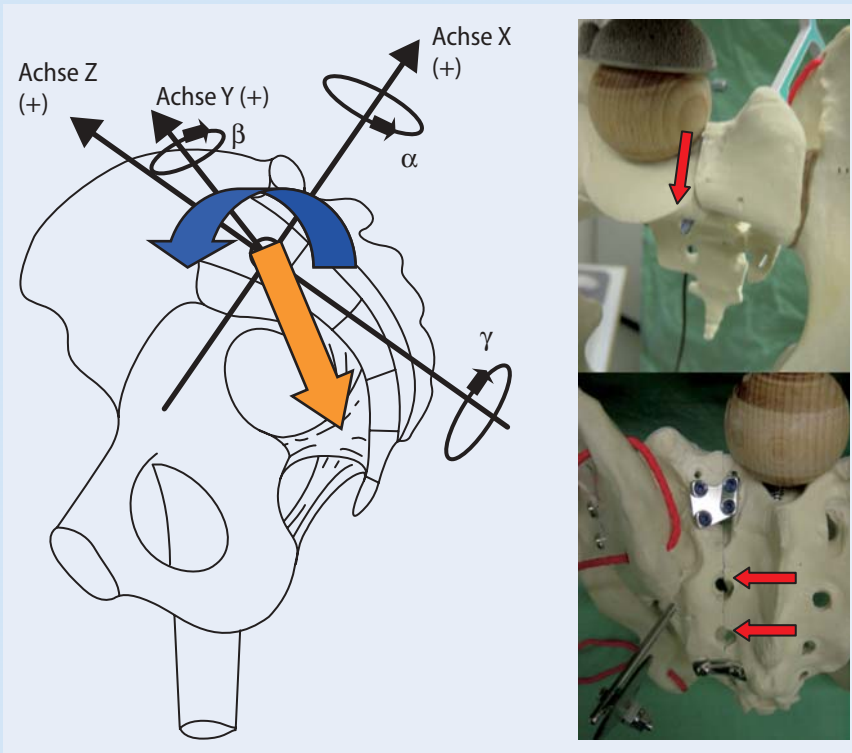


Abb. 3 ◀ Bewegungsmuster: links Koordinatensystem mit Hauptbewegungsrichtungen; gerader Pfeil dorsokaudale Translation (entlang -X- und -Z-Richtung); gebogener Pfeil Rotation nach ventral im Winkel β , rechts Beispiel der Bewegungsrichtung am Kunststoffmodell

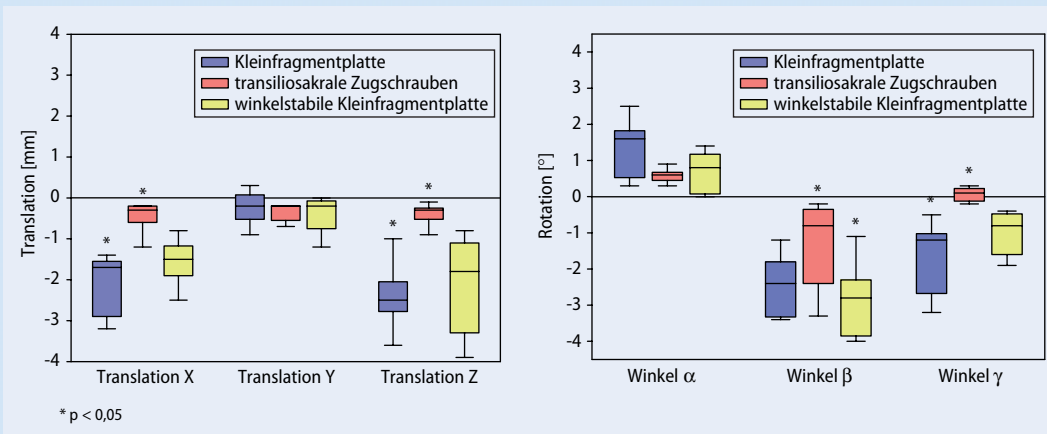


Abb. 4 ◀ Signifikante Unterschiede zwischen den Implantaten im Kunststoffmodell sind mit Sternchen gekennzeichnet; links Translationen in den einzelnen Achsen; rechts Rotationen

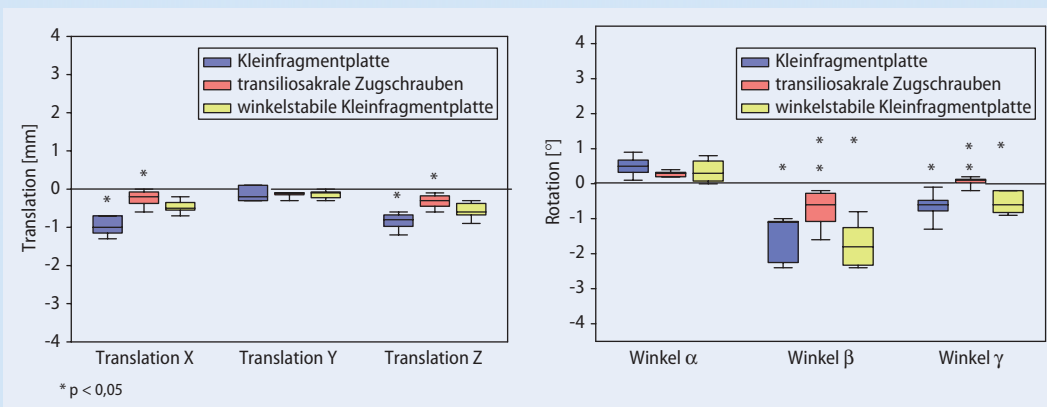


Abb. 5 ◀ Signifikante Unterschiede der plastischen Verformungen zwischen den Implantaten im Kunststoffmodell am Ende des Belastungszyklus (links Translationen; rechts Rotationen)

Aufspreizung auf Seiten der Facies pelvina ($-\gamma$) und eine distale Aufspreizung des Os sacrum ($+\alpha$) waren zu beobachten. Im anatomischen Modell zeigte sich zusätzlich zu dem für das Kunststoffmodell typischen Bewegungsmuster eine Kompressionsbewegung ($-Y$).

Bezüglich der gemessenen Translationsbewegungen (**Abb. 4**) finden sich unter Verwendung des Kunststoffmodells entlang der X-Achse signifikante Unterschiede zwischen der Kleinfragmentplatte ($-2,14 \pm 0,81$ mm) und den transiliosakralen Zugschrauben ($-0,46 \pm 0,42$ mm). Ein weiterer signifikanter Unterschied zeigt sich entlang der Translationsachse Z zwischen der Kleinfragmentplatte ($-2,16 \pm 1,31$ mm) und den transiliosakralen Zugschrauben ($-0,4 \pm 0,3$ mm). Unter Verwendung des anatomischen Modells fanden sich entlang der Translationsachsen keine signifikanten Unterschiede.

Signifikant unterschiedliche Rotationsbewegungen (**Abb. 4**) stellten sich im Kunststoffmodell zwischen der winkelstabilen Kleinfragmentplatte ($-2,88 \pm 1,52^\circ$) und den transiliosakralen Zugschrauben ($-1,36 \pm 1,31^\circ$) bei der Rotation im Winkel β heraus. Im Winkel γ besteht ein signifikanter Unterschied zwischen der Kleinfragmentplatte ($-1,72 \pm 1,1^\circ$) und den transiliosakralen Zugschrauben ($0,06 \pm 0,21^\circ$). Im anatomischen Modell ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Osteosynthesen.

Das Erreichen der Belastungsgrenze aufgrund eines Implantatversagens durch Schraubenausriss zeigte die winkelstabile Kleinfragmentplatte im Kunststoffmodell Nr. 4 bei einer Belastung mit 666 N. In 2 Fällen (Becken 3: 711 N; Becken 6: 504 N) kam es zu einem Versagen des Versuchsaufbaus durch Ausbruch der Andruckkugel. Im anatomischen Modell wurde die Belastungsgrenze nicht erreicht.

Am Ende des Hauptbelastungszyklus finden sich im Kunststoffmodell signifikante Unterschiede der plastischen Verformung (**Abb. 5**) entlang der Translationsachse X zwischen der Kleinfragmentplatte ($-0,96 \pm 0,26$ mm) und den transiliosakralen Zugschrauben ($-0,24 \pm 0,23$ mm), sowie entlang der Translationsachse Z (Kleinfragmentplat-

te: $-0,84 \pm 0,23$ mm; transiliosakralen Zugschrauben: $-0,32 \pm 0,19$ mm). Das anatomische Modell wies keine signifikanten Unterschiede der plastischen Verformung im Vergleich der einzelnen Osteosynthesen auf.

Signifikante Unterschiede der plastischen Verformung in den Rotationsachsen (**Abb. 5**) im Kunststoffmodell fanden sich im Winkel β zwischen der Kleinfragmentplatte ($-1,56 \pm 0,68^\circ$) und den transiliosakralen Zugschrauben ($-0,72 \pm 0,56^\circ$), sowie zwischen der winkelstabilen Kleinfragmentplatte ($-1,74 \pm 0,66^\circ$) und den transiliosakralen Zugschrauben. Im Winkel γ fanden sich signifikante Unterschiede zwischen der Kleinfragmentplatte ($-0,64 \pm 0,43^\circ$) und den transiliosakralen Zugschrauben ($0,06 \pm 0,15^\circ$), sowie zwischen der winkelstabilen Kleinfragmentplatte ($-0,54 \pm 0,33^\circ$) und den transiliosakralen Zugschrauben. Bezüglich der plastischen Verformung in den Rotationsachsen zeigten sich im anatomischen Modell keine signifikanten Unterschiede.

Diskussion

Versuchsaufbau und Präparatwahl

Für biomechanische Untersuchungen am Beckenring wurden bisher zumeist unfixierte menschliche Beckenpräparate [22, 25], anatomische Humanpräparate [16, 17, 22, 23, 28, 30, 31, 32, 41] oder in letzter Zeit zunehmend auch Kunststoffmodelle [14, 33] verwandt.

Die Verfügbarkeit unfixierter menschlicher Beckenpräparate ist limitiert und der Einsatz von Humanpräparaten aus ethisch-moralischen Gründen schwierig. Wir wählten daher zur Durchführung unserer Versuche die besser verfügbaren anatomischen Humanpräparate, für deren Nutzung eine Einwilligungserklärung der Spender vorlag, und die ethisch-moralisch unbedenklichen und zudem leicht verfügbaren Kunststoffmodelle (Art.-Nr. 4060, Fa. Synbone, Schweiz).

Aufgrund der unterschiedlichen Beschaffenheit der anatomischen formalinfixierten Präparate ist es äußerst schwierig, statistisch verwertbare Resultate zu erlangen [17, 22, 23, 28, 30, 31, 32, 41]. Durch die DXA-Messung konnten diese

Unterschiede aufgezeigt werden, die gemessenen BMD-Werte der Präparatbecken zeigten dabei eine Korrelation zur Haltekraft der Implantate. Lochmüller u. Lill [16] konnten hierfür 2001 zeigen, dass die Formalinfixierung dabei keinen Einfluss auf die Ergebnisse der Knochendichtemessung hat, er verglich den gemessenen BMD-Wert 48 h nach dem Tod mit den gemessenen Werten 10 Monate nach Formalinfixation. Die applizierte Last musste aber im Vergleich zu den Kunststoffpräparaten deutlich reduziert werden. Die beobachteten Bewegungsmuster entsprachen anderen Studien [23, 25, 29]. Aufgrund der geringen Fallzahl und der interindividuellen Unterschiede in der fixierten Knochensubstanz, die sich auch in der DXA-Messung nachweisen ließ, konnten aus den Ergebnissen keine statistisch signifikanten Aussagen getroffen werden, sodass für die Diskussion die anatomischen Versuchsergebnisse nicht verwendet wurden.

Die Kunststoffmodelle zeichnen sich durch ihre gute Verfügbarkeit, einheitliche Maße, vergleichbare Materialeigenschaften und leichte Handhabung aus. Die sehr gute Vergleichbarkeit untereinander erlaubt statistisch verwertbare und reproduzierbare Aussagen [14, 33]. Aufgrund dennoch möglicher Materialunterschiede wurden alle Osteosynthesen jeweils in alternierender Reihenfolge am gleichen Modell getestet. Bezüglich der Bewegungsmuster fanden sich identische Verhältnisse im Vergleich zu den anatomischen Modellen. Bei fehlender Eigenschaft der weichen Spongiosa des Humanpräparats zeigt das Modell eine Schwäche in der Erkennung von Kompressionsbewegungen. Das Einbeinstandmodell ist bereits von anderen Arbeitsgruppen als Standard zur biomechanischen Testung am Becken eingeführt worden [14, 17, 22, 23, 27, 28, 29, 30, 33, 34, 42].

Messverfahren

Nur wenige biomechanische Studien der Beckenringfrakturen führten 3D-Bewegungsmessungen in der Frakturebene durch [22, 23, 29, 40]. Der 3D-Motion-Analyser der Fa. Zebris (CMS70P, Isny) erlaubt das Erfassen von Translationen,

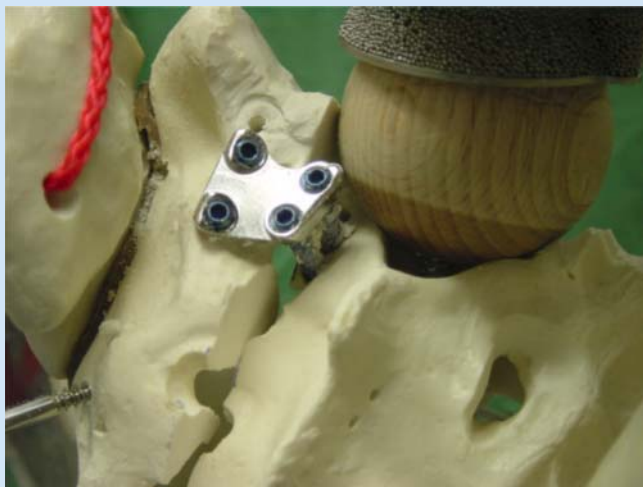


Abb. 6 ◀ Kompletter medialer Schraubenaustriss bei winkelstabiler Kleinfragmentplatte. Die Schraubenachse liegt in der Hauptbelastungsrichtung, bei mangelnder Divergenz der Schraubenverlaufsrichtung kommt es zum Austriss

als auch Rotationen und ist unabhängig von metallischen Einflüssen, sodass eine dem Implantat und somit auch dem Frakturspalt nahe Verwendung möglich ist. Eine Limitierung erfährt das System durch die Größe der Sensoren, einen Minimal-/Maximalabstand von 20–150 mm und durch die Notwendigkeit der freien Sicht zwischen der Ultraschallquelle und dem Empfänger. Die Gegebenheiten des hinteren erfüllen diese Anforderungen.

Eine Software (WinBiomechanics vo.1.9, Fa. Zebris) stellte die Messergebnisse in Form einer Verlaufskurve der jeweiligen Koordinate und als graphische 3D-Simulation dar. Somit konnten sowohl in Echtzeit, als auch in der Nachschau die Bewegungsmuster ausgiebig analysiert werden. Die Erfassung von 5000 Einzelwerten/s ermöglichte eine lückenlose Darstellung der Bewegung.

Implantatwahl

Die Auswahl der Implantate erfolgte auf dem Hintergrund der chirurgischen Forderung nach einem möglichst kleinen, wenig traumatisierenden operationstechnischen Zugang, da besonders im Bereich des Beckens mit einer deutlich erhöhten Rate postoperativer Wundinfektionen zu rechnen ist [25].

Unter den aktuell klinisch verwendeten Implantaten entspricht dieser Anforderung die transiliosakrale Schraubensynthese [25] und die von Pohlemann 1992 entwickelte Kleinfragmentplatte [23]. Im Sinne moderner Frakturversorgung

entwickelten wir ein winkelstabiles Kleinfragmentimplantat.

Im Vergleich zu anderen Arbeitsgruppen [23, 25, 29] nutzten wir 2 transiliosakrale Zugschrauben, die im Vergleich zu nur einer Schraube bei Frakturen des Sakrums bessere biomechanische Ergebnisse zeigten [40, 41]. Andere Studien sahen keine Vorteile [28, 31]. Unter den klinischen Gesichtspunkten einer signifikant niedrigeren Rate neurologischer Schäden im Vergleich zur Platzierung der Schrauben im 2. Sakralkörper [38] positionierten wir beide Schrauben im S1-Körper. Vorteil ist die bildwandler- oder navigationsgesteuerte perkutane Implantation der Schrauben über Stichinzisionen. Nachteile der transiliosakralen Zugschrauben bestehen in der Schädigung des eigentlich unverletzten SIG durch die Schraubenpenetration (in der Regel aber ohne klinische Symptomatik) und in der Notwendigkeit einer korrekten operativen Positionierung der Schraube im S1-Körper wegen der Gefahr der Schraubenfehllage im Bereich der Nervenwurzeln [25, 37], des Zentralkanals und der ventralen Penetration der Kortikalis des Sakrums mit Gefäß- oder Nervenverletzungen ventral des S1-Körpers. Die perkutane Schraubensynthese ist ausschließlich bei geschlossener Reposition der Fraktur möglich.

Kleinfragmentplatten bieten bei Notwendigkeit einer offenen Reposition den Vorteil einer direkten Übersicht zur Darstellung und Dekompression der Nervenwurzeln. Ebenso ist eine direkte Visualisierung des Frakturspalts im Rahmen des

dorsalen Zugangs zur anatomischen Reposition möglich. Im Vergleich zum anterioren Zugang weist der dorsale Zugang geringere Blutverluste [11] und ein geringeres Risiko für Schädigungen neurovaskulärer Strukturen auf. Die iatrogene Schädigung des intakten SIG entfällt durch die Verankerung der Schrauben ausschließlich im Os sacrum selbst, welches über dafür sichere Regionen verfügt [1, 20]. Durch ein flaches Implantatdesign stellt die Rückenlage des Patienten im postoperativen Verlauf kein Hindernis im Sinne der subkutanen Vorwölbung mit Störung der Wundheilung dar.

Die Winkelstabilität bietet den Vorteil eines festen Verbunds zwischen Implantat und Schraube und gewährleistet, dass sich die Schrauben nicht sekundär im Verhältnis zur Platte bewegen. Die vorgegebene Schraubenrichtung der winkelstabilen Kleinfragmentplatte wurde an die anatomischen Gegebenheiten des Os sacrum adaptiert. Eine vergrößerte kraniale Ausbuchtung zwischen den Plattenflügeln sollte eine bessere Anformung an den Processus articularis superior ermöglichen. Das nichtwinkelstabile Kleinfragmentimplantat zeigte in klinischen Beobachtungen gehäuft sekundäre Schraubenlockerungen nach Mobilisation.

Biomechanische Untersuchung

Verschiedene Autoren haben anhand einer großen Auswahl von Verfahren zur internen Stabilisierung instabiler Beckenringfrakturen versucht, den stabilisierenden Effekt zu quantifizieren. Dabei untersuchten sie ein weites Verletzungsspektrum. Die Übersicht aller Studien zeigt eine ausgeprägte Inhomogenität und macht einen Vergleich der Ergebnisse schwierig.

Zur Fixation der transforaminalen Sakrumfraktur wurden parallele Gewindestäbe, transiliosakrale Zugschrauben, DC-Plattenosteosynthesen, quere Seilverspannungen, Fixateur-interne-Konstruktionen, lokale Kleinfragmentimplantate und auch Kombinationen der genannten Verfahren in Form von triangulären Osteosynthesen [6, 22, 29, 31] benutzt. Die Symphyse wurde entweder intakt belassen oder, falls durchtrennt, mit

tels 1 oder 2 Platten oder mittels Metall- oder PDS-Banding stabilisiert. In der eigenen Studie wurde eine C1-Beckenringverletzung (transpubische und transforaminale Instabilität) ventral durch eine Standard-4,5-mm-DC-Plattenosteosynthese stabilisiert.

Nur wenige Studien führten 3D-Messungen in der Frakturebene durch [4, 22, 23, 29, 34]. Angesichts der multiaxialen Bewegungen und der Komplexität des Beckenrings erscheint dieses jedoch unbedingbar [4, 40].

Hinsichtlich des Implantatverhaltens in der Bewegungsanalyse wiesen die transiliosakralen Zugschrauben und das Kleinfragmentimplantat die vorbeschriebenen Bewegungsmuster in beiden Präparatmodellen auf [4]. Im anatomischen Modell ist im Vergleich zum Kunststoffmodell eine diskrete Kompressionsbewegung zu beobachten, die bei fehlender weicher „Spongiosa“ des Kunststoffmodells nur bedingt möglich ist. Das neu entwickelte winkelstabile Implantat zeigt ein ähnliches Bewegungsmuster wie die bekannte Kleinfragmentplatte. Es lässt im Vergleich vermehrt Rotationen nach ventral zu und neigt zu einer stärkeren dorsalen Translation in der Frakturebene. Insbesondere kaudale Bewegungen und Rotationen nach medial erscheinen allerdings vermindert.

Eine Kleinfragmentplatte zur Stabilisierung wurde nur in einzelnen Studien untersucht [4, 22, 23]. Sie wies im Vergleich zu ebenfalls verwendeten transiliosakralen Zugschrauben ein vergleichbares biomechanisches Ergebnis auf [23]. In unserer Studie wies die Kleinfragmentplatte in den Translationsachsen X und Z und bei Rotation im Winkel β sowie in den plastischen Verformungen im Vergleich zu den 2 transiliosakralen Zugschrauben signifikante Unterschiede auf, die in vorangegangenen biomechanischen Untersuchungen nicht aufgezeigt werden konnten. Seinerzeit waren insgesamt 6 frisch gefrorene Präparate mit einer deutlich höheren Knochenqualität zur Untersuchung verwendet worden [23], in der eigenen Untersuchung standen vergleichbare Präparate nicht zur Verfügung. Es wurden formalinfixierte Präparate mit unterschiedlichen Knochenqualitäten (DXA-Messung) eingesetzt.

Die winkelstabile Kleinfragmentplatte wies im Vergleich zu 2 transiliosakralen Zugschrauben vergleichbare biomechanische Ergebnisse auf. In der Rotation um die Hauptbewegungsachse, sowie in den plastischen Verformungen war sie den transiliosakralen Zugschrauben unterlegen. In einem Versuch kam es zu einem Implantatversagen durch Ausriss der medialen Schrauben.

Das Ausmaß der gemessenen Bewegungen am anatomischen Präparat ist vergleichbar mit den Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen [22, 29]. Die Knochendichte korrelierte in unseren Untersuchungen mit dem Ausmaß der Bewegung und der plastischen Verformung, wobei der Fixationsprozess aufgrund der Dekalzifikation des Knochens (Cannizzaro-Reaktion) ebenfalls einen Einfluss auf die Knochen-Implantat-Eigenschaften auszuüben scheint – eine Änderung der Knochendichte ergibt sich aber durch die Formalinfixierung nicht [16]. Das Bewegungsausmaß der Implantate im Kunststoffmodell ist deutlich geringer. Bislang gibt es keine vergleichbaren Studien zu Sakrumfrakturen unter Benutzung eines Kunststoffmodells. Bei guter Reproduzierbarkeit der Daten und im Wesentlichen analoger Bewegungsmuster stellt das Kunststoffmodell eine gute Alternative zu den durch eine hohe Schwankungsbreite gekennzeichneten Humanpräparat dar, wenngleich die Materialeigenschaften nur den menschlichen Knochen nachahmen und aus technischen Gründen gerade die Eigenschaften der Spongiosa fehlen.

Im Vergleich des technischen Vorgehens zum Einbringen der Implantate erforderten die transiliosakralen Zugschrauben selbst im Modell ein erhöhtes Maß an Erfahrung und Präzision. Die beiden Kleinfragmentimplantate erwiesen sich hingegen als unkompliziert und konnten mühelos über dem Frakturspalt angebracht werden. Hinderlich erwies sich allerdings die vorgegebene Schraubenrichtung der winkelstabilen Kleinfragmentplatte. Insbesondere bei Verwendung an 2. oder 3. Position in der alternierenden Reihenfolge wäre eine flexiblere Schraubenrichtung zur optimalen Schraubenpositionierung wünschenswert gewesen. Im Falle des Implantatversagens der winkelstabilen

Kleinfragmentplatte im Kunststoffmodell mit Ausriss der medialen Schrauben war aufgrund der Gegebenheiten der Vorversuche lediglich eine weiter laterale und somit ungünstigere Schraubenlage mit nur geringer Knochendeckung der medialen Schrauben nach lateral zum Frakturspalt hin möglich. Dies bedingte nach eingehender Analyse des Versuchsablaufs den Schraubenausriss (■ Abb. 6).

Fazit für die Praxis

Die winkelstabile Kleinfragmentplatte wies am Kunststoffmodell im Vergleich zu 2 transiliosakralen Zugschrauben vergleichbare biomechanische Ergebnisse auf. Die starr vorgegebene Schraubenrichtung erwies sich hierbei als hinderlich, weshalb die Verwendung einer polyaxialen Verriegelungsmöglichkeit in weiteren Untersuchungen evaluiert werden sollte.

Korrespondenzadresse

Dr. U. Culemann

Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Universitätsklinikum des Saarlandes Kirrberger Straße 1, 66421 Homburg/Saar
chucul@uniklinikum-saarland.de

Interessenkonflikt. Es besteht kein Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor versichert, dass keine Verbindungen mit einer Firma, deren Produkt in dem Artikel genannt ist, oder einer Firma, die ein Konkurrenzprodukt vertreibt, bestehen. Die Präsentation des Themas ist unabhängig und die Darstellung der Inhalte produktneutral.

Literatur

1. Asher MA, Strippgen WE (1986) Anthropometric studies of the human sacrum relating to dorsal transsacral implant designs. *Clin Orthop Relat Res* 203: 58–62
2. Berner W, Oestern HJ, Sorge J (1982) Ligamentous pelvic ring injuries. Treatment and late results. *Unfallheilkunde* 85(9): 377–387
3. Browner BD, Cole JD, Graham JM et al. (1987) Delayed posterior internal fixation of unstable pelvic fractures. *J Trauma* 27(9): 998–1006
4. Culemann U, Pohlemann T, Hufnue T et al. (2000) 3-dimensional movement analysis after internal fixation of pelvic ring fractures. A computer simulation. *Unfallchirurg* 103(11): 965–971
5. Denis F, Davis S, Comfort T (1988) Sacral fractures: an important problem. Retrospective analysis of 236 cases. *Clin Orthop Relat Res* 227: 67–81
6. Fuchtmeier B, Maghsudi M, Neumann C et al. (2004) The minimally invasive stabilization of the dorsal pelvic ring with the transiliacal internal fixator (TIFI) – surgical technique and first clinical findings. *Unfallchirurg* 107(12): 1142–1151

Hier steht eine Anzeige.



7. Gibbons KJ, Soloniuk DS, Razack N (1990) Neurological injury and patterns of sacral fractures. *J Neurosurg* 72(6): 889–893
8. Goldstein A, Phillips T, Sclafani S (1986) Early open reduction and internal fixation of the disrupted pelvic ring. *J Trauma* 26(4): 325–333
9. Gunterberg B (1976) Effects of major resection of the sacrum. Clinical studies on urogenital and anorectal function and a biomechanical study on pelvic strength. *Acta Orthop Scand* 162(Suppl): 1–38
10. Gunterberg B, Goldie I, Slativ P (1978) Fixation of pelvic fractures and dislocations. An experimental study on the loading of pelvic fractures and sacroiliac dislocations after external compression fixation. *Acta Orthop Scand* 49(3): 278–86
11. Hessmann MH, Rommens PM (2002) Transverse fracture-dislocation of the sacrum: a diagnostic pitfall and a surgical challenge. *Acta Chir Belg* 102(1): 46–51
12. Jones JW (1991) Insufficiency fracture of the sacrum with displacement and neurologic damage: a case report and review of the literature. *J Am Geriatr Soc* 39(3): 280–283
13. Kellam JF (1989) The role of external fixation in pelvic disruptions. *Clin Orthop Relat Res* 241: 66–82
14. Kraus E, Schlickewei W, Cordey J et al. (1998) Method for measuring the comparative stability of osteosynthesis in the dorsal pelvic ring. *Unfallchirurgie* 24(1): 25–31
15. Latenser BA, Gentilello LM, Tarver AA et al. (1991) Improved outcome with early fixation of skeletally unstable pelvic fractures. *J Trauma* 31(1): 28–31
16. Lochmüller EM, Lill CA (2001) Effect of fixation, soft-tissues, and scan projection on bone mineral measurements with dual energy X-ray absorptiometry (DXA). *Calcif Tissue Int* 68(3): 140–145
17. MacAvoy MC et al. (1997) Stability of open-book pelvic fractures using a new biomechanical model of single-limb stance. *J Orthop Trauma* 11(8): 590–593
18. Matta JM, Saucedo T (1989) Internal fixation of pelvic ring fractures. *Clin Orthop Relat Res* 242: 83–97
19. McLaren AC, Rorabeck CH, Halpenny J (1990) Long-term pain and disability in relation to residual deformity after displaced pelvic ring fractures. *Can J Surg* 33(6): 492–494
20. Mirkovic S, Abitbol JJ, Steinmann J et al. (1991) Anatomic consideration for sacral screw placement. *Spine* 16(6 Suppl): 289–294
21. Moss MC, Bircher MD (1996) Volume changes within the true pelvis during disruption of the pelvic ring – where does the haemorrhage go? *Injury* 27(Suppl 1): 21–23
22. Pohlemann T, Angst M, Schneider E et al. (1993) Fixation of transforaminal sacrum fractures: a biomechanical study. *J Orthop Trauma* 7(2): 107–117
23. Pohlemann T, Culemann U, Tscherne H (1992) Comparative biomechanical studies of internal stabilization of trans-foraminal sacrum fractures. *Orthopade* 21(6): 413–421
24. Pohlemann T, Gänsslen A, Kiessling B et al. (1992) Determining indications and osteosynthesis techniques for the pelvic girdle. *Unfallchirurg* 95(4): 197–209
25. Pohlemann T, Gänsslen A, Tscherne H (2000) Fracture of the sacrum. *Unfallchirurg* 103(9): 769–786
26. Ragnarsson B, Jacobsson B (1992) Epidemiology of pelvic fractures in a Swedish county. *Acta Orthop Scand* 63(3): 297–300
27. Rutt ML Jr, Simonian PT (1996) Closed reduction and percutaneous skeletal fixation of sacral fractures. *Clin Orthop Relat Res* 329: 121–128
28. Sagi HC, Ordway NR, DiPasquale T (2004) Biomechanical analysis of fixation for vertically unstable sacroiliac dislocations with iliosacral screws and symphyseal plating. *J Orthop Trauma* 18(3): 138–143
29. Schildhauer TA, Nork SE et al. (2003) Triangular osteosynthesis and iliosacral screw fixation for unstable sacral fractures: a cadaveric and biomechanical evaluation under cyclic loads. *J Orthop Trauma* 17(1): 22–31
30. Shaw JA (1985) Posterior stabilization of pelvic fractures by use of threaded compression rods. Case reports and mechanical testing. *Clin Orthop Relat Res* 192: 240–254
31. Simonain PT, Rutt C Jr, Harrington RM, Tencer AF (1996) Internal fixation for the transforaminal sacral fracture. *Clin Orthop Relat Res* 323: 202–209
32. Simonian PT, Rutt ML Jr, Harrington RM, Tencer AF (1994) Internal fixation of the unstable anterior pelvic ring: a biomechanical comparison of standard plating techniques and the retrograde medullary superior pubic ramus screw. *J Orthop Trauma* 8(6): 476–482
33. Stockle U (2000) Dorsal oblique pelvic fixator: development and biomechanical testing. *Unfallchirurg* 103(8): 618–625
34. Stocks GW, Gabel GT, Noble PC et al. (1991) Anterior and posterior internal fixation of vertical shear fractures of the pelvis. *J Orthop Res* 9(2): 237–245
35. Tile M (1996) Acute pelvic fractures: I. causation and classification. *J Am Acad Orthop Surg* 4(3): 143–151
36. Tile M (1988) Pelvic ring fractures: should they be fixed? *J Bone Joint Surg Br* 70(1): 1–12
37. Tonetti J (2004) Neurological damage in pelvic injuries: a continuous prospective series of 50 pelvic injuries treated with an iliosacral lag screw. *Rev Chir Orthop Reparat Appar Mot* 90(2): 122–131
38. van den Bosch EW, van Zwiene CM, van Vugt AB (2002) Fluoroscopic positioning of sacroiliac screws in 88 patients. *J Trauma* 53(1): 44–48
39. van Gulik TM et al. (1987) Complications and late therapeutic results of conservatively managed, unstable pelvic ring disruptions. *Neth J Surg* 39(6): 175–178
40. van Zwiene CM, van den Bosch EW, Hoek van Dijke GA et al. (2005) Cyclic loading of sacroiliac screws in Tile C pelvic fractures. *J Trauma* 58(5): 1029–1034
41. van Zwiene CM, van den Bosch E, Snijders C et al. (2004) Biomechanical comparison of sacroiliac screw techniques for unstable pelvic ring fractures. *J Orthop Trauma* 18(9): 589–595
42. Yinger K, Scalise J, Olson S et al. (2003) Biomechanical comparison of posterior pelvic ring fixation. *J Orthop Trauma* 17(7): 481–487