

Aus der Unfallchirurgischen Klinik der  
Universitätskliniken des Saarlandes  
(Direktor: Prof. Dr. med. T. Pohlemann)

**Vergleichende biomechanische  
Untersuchungen zur internen Stabilisierung  
der transforaminalen Sakrumfraktur:  
Ist eine winkelstabile Plattenosteosynthese  
vorteilhaft?**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
der Medizinischen Fakultät  
der Universität des Saarlandes

2006

vorgelegt von  
Marko Alexander Seelig  
geboren am 03.10.1977 in Herne

## Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung.....	5
2. Einleitung	
2.1. Epidemiologie, Grundlagen und Versorgungsstrategien.....	9
2.2. Anatomie des Beckenringes	
2.2.1. knöcherner Anteil.....	13
2.2.2. Bandapparat.....	15
2.2.3. Nerven.....	18
2.2.4. Gefäße.....	19
2.3. Biomechanik und Pathobiomechanik des hinteren Beckenringes.....	20
2.4. Diagnostik, Klassifikation und Therapie der Sakrumfraktur	
2.4.1. Diagnostik.....	22
2.4.2. Klassifikation.....	25
2.5. Aktueller Stand der Therapie.....	31
3. Material und Methodik	
3.1. Präparate.....	34
3.2. Knochendichtemessung.....	36
3.3. Untersuchung der Auszugskraft.....	37
3.4. Frakturmodell.....	39
3.5. Implantate.....	41
3.5.1. Operationstechnisches Vorgehen zur Einbringung der Implantate	
3.5.1.1. Transiliosakrale Zugschrauben.....	41
3.5.1.2. Kleinfragmentplatte.....	43
3.5.1.3. Winkelstabile Kleinfragmentplatte.....	45
3.6. Messsystem und Messaufnahme	
3.6.1. Messsystem.....	48
3.6.2. Koordinatensystem.....	50
3.6.3. Kalibrierung.....	52
3.7. Versuchsaufbau	
3.7.1. Versuchsmodell und Justierung.....	53
3.7.2. Prüfmaschine.....	55

3.8. Versuchsplan.....	56
3.9. Datenverarbeitung und statistische Analyse.....	57
4. Ergebnisse	
4.1. Ergebnisse der Knochendichtemessungen.....	59
4.2. Ergebnisse der Vermessung der Kunststoffpräparate.....	59
4.3. Ergebnisse der Untersuchung der Auszugkraft.....	60
4.4. Auszugkraft und Knochendichte.....	62
4.5. Analyse der Last-Weg-Diagramme im Gesamtversuch.....	63
4.6. Bewegungsmuster der Osteosynthesen	
4.6.1. Bewegungsmuster der Osteosynthesen im Kunststoffmodell.....	69
4.6.2. Bewegungsmuster der Osteosynthesen im anatomischen Modell.....	73
4.6.3. Vergleich der typische Bewegungsmuster der Osteosynthesen in den unterschiedlichen Präparatmodellen.....	74
4.7. Translationen und Rotationen der Osteosynthesen	
4.7.1. Translationen und Rotationen der Osteosynthesen im Kunststoffmodell	
4.7.1.1. Translationen der Osteosynthesen im Kunststoffmodell.....	76
4.7.1.2. Rotationen der Osteosynthesen im Kunststoffmodell.....	78
4.7.2. Translationen und Rotationen der Osteosynthesen im anatomischen Modell	
4.7.2.1. Translationen der Osteosynthesen im anatomischen Modell	80
4.7.2.2. Rotationen der Osteosynthesen im anatomischen Modell....	82
4.8. Translations- und Rotationselastizitätsverhalten der Osteosynthesen	
4.8.1. Elastizitätsverhalten im Kunststoffmodell	
4.8.1.1. Translationselastizitätsverhalten der Osteosynthesen im Kunststoffmodell.....	84
4.8.1.2. Rotationselastizitätsverhalten der Osteosynthesen im Kunststoffmodell.....	85
4.8.2. Elastizitätsverhalten im anatomischen Modell	
4.8.2.1. Translationselastizitätsverhalten der Osteosynthesen im anatomischen Modell.....	86
4.8.2.2. Rotationselastizitätsverhalten der Osteosynthesen im	

anatomischen Modell.....	87
4.9. Belastungsgrenzen der Osteosynthesen	
4.9.1. Belastungsgrenzen der Osteosynthesen im Kunststoffmodell.....	87
4.9.2. Belastungsgrenzen der Osteosynthesen im anatomischen Modell....	88
4.10.    Plastische Verformung der Osteosynthesen	
4.10.1.    Plastische Verformung der Osteosynthesen im Kunststoffmodell	
4.10.1.1. Plastische Verformung der Osteosynthesen im Kunststoffmodell entlang der Translationsachsen.....	89
4.10.1.2. Plastische Verformung der Osteosynthesen im Kunststoffmodell um die Rotationsachsen.....	91
4.10.2.    Plastische Verformung der Osteosynthesen im anatomischen Modell	
4.10.2.1. Plastische Verformung der Osteosynthesen im anatomischen Modell entlang der Translationsachsen.....	93
4.10.2.2. Plastische Verformung der Osteosynthesen im anatomischen Modell um die Rotationsachsen.....	95
4.11.    Zusammenfassung der Ergebnisse.....	97
5. Diskussion	
5.1. Versuchsaufbau, Kunststoffmodelle.....	100
5.2. Versuchsaufbau, anatomische Modelle.....	102
5.3. Messverfahren.....	103
5.4. Implantatwahl, Winkelstabile Kleinfragmentplatte.....	105
5.5. Ergebnisse der biomechanischen Untersuchung.....	108
6. Literaturverzeichnis.....	112
7. Anhang	
7.1. Tabellen.....	122
7.2. Publikationen.....	132
7.3. Danksagungen.....	135
7.4. Lebenslauf.....	137

## 1 Zusammenfassung

### Vergleichende biomechanische Untersuchungen zur internen Stabilisierung der transforaminalen Sakrumfraktur: Ist eine winkelstabile Plattenosteosynthese vorteilhaft?

Für die einzelnen Regionen des Beckenringes sind bewährte Osteosyntheseverfahren angegeben, währenddessen sich zur Behandlung einer instabilen Sakrumfraktur 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 inzwischen winkelstabile Implantate durchgesetzt. Wir konzipierten eine lokale Kleinfragmentplatte unter dem Gesichtspunkt der Winkelstabilität. Ziel der hier vorgelegten Studie ist es, zu untersuchen, ob diese im Vergleich zur nicht-winkelstabilen Kleinfragmentplatte und zur Transiliosakralen Zugschraubenosteosynthese eine Alternative oder mögliche Verbesserung in der Versorgung der klinisch relevanten, transforaminalen Sakrumfraktur darstellt.

Die Implantate wurden an sechs Kunststoffmodellen und drei formalin- und kryokonservierten Beckenpräparaten biomechanisch - vergleichend untersucht. Eine transforaminale Sakrumfraktur, als dorsaler Anteil einer Beckenringverletzung vom Typ C1 nach Tile wurde in der Untersuchung mittels einer transforaminalen Osteotomie simuliert. Als anteriore Instabilität durchtrennten wir die Symphysis pubis. Die Kunststoffmodelle wurden im aufrechten Einbeinstand computergesteuerten, axialen Belastungen von drei Setzzyklen mit 400N und einem Messzyklus von 800 N in einer Universal - Materialprüfmaschine ausgesetzt. Die Belastungen für die anatomischen Modelle betragen 150 N für die Setzzyklen und 200 N für den Messzyklus. Mit Hilfe eines ultraschallbasierten Messsystems wurden drei Translationsrichtungen (X, Y, Z) und drei Rotationsrichtungen ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) erfasst und

zusammen mit den jeweils erreichten axialen Belastungen aufgezeichnet. Ausgewertet wurden die Parameter Bewegungsmuster, Translation/Rotation, Elastizitätsverhalten, Belastungsgrenze und plastische Verformung.

Die Kleinfragmentplatte war in den meisten Parametern den beiden Transiliosakralen Zugschrauben unterlegen. Das Winkelstabile Implantat zeigte keine signifikanten Unterschiede zur Kleinfragmentplatte und wies im Vergleich zu den beiden Transiliosakralen Zugschrauben vergleichbare Ergebnisse auf, ließ aber erhöhte Rotationen nach ventral und plastische Verformungen zu.

Schlussfolgernd stellt das Winkelstabile Kleinfragmentimplantat biomechanisch eine Alternative zu zwei Transiliosakralen Zugschrauben dar. Hinderlich beim Einbringen des Implantats erwies sich die vorgegebene Schraubenrichtung, so dass Schrauben trotz der Gewissheit einer nicht optimalen Schraubenlage platziert werden mussten. Eine flexiblere Schraubenlage unter Erhaltung der Winkelstabilität im Sinne eines polyaxialen Kleinfragmentimplantates mit der Möglichkeit der intraoperativen Ausrichtung der Gewinde adaptiert an die individuellen anatomischen Gegebenheiten könnte neue Vorteile bieten.

Das verwandte Kunststoffmodell des menschlichen Beckenrings stellt für biomechanische Untersuchungen von Sakrumfrakturen eine gute Alternative zum konservierten Humanpräparat dar.

## Comparative biomechanical studies of internal stabilization of transforaminal sacrum fractures: Is a locking plate for local osteosynthesis of the sacrum advantageous?

Reliable osteosyntheses for fractures in the different regions of the human pelvis are described in literature while there is no common and satisfying treatment for unstable sacral fractures. Because of the posterior pelvic rings' special anatomic conditions a local plate osteosynthesis seems to be advantageous. In many fields of modern fracture-treatment locking implants show superior results. According to this development, we gave a new locking design to an already existing local plate-osteosynthesis. The new implant was compared to the common Local Plate and two Sacroiliac Screws. The aim of the presented study was to analyze whether the new implant is an alternative or a progression in surgical treatment of the Transforaminal Sacrum-Fracture which is a fracture type of high clinical importance.

The implants were tested using six plastic-models of the human pelvis and three embalmed human specimens. A Tile C1 fracture was created by disruption of the pubic symphysis and a transforaminal osteotomy. The plastic-models were exposed to computer-guided axial loading in an upright single-leg stance with initially three series of 400 N and a main-series with 800 N. The human specimens were exposed to three series of 150 N and a main-series with 200 N. An ultrasonic-based measuring-system recorded translations (X, Y, Z) and rotations ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ). Movement was directly related to the load applied. Parameters as pattern of motion, translation/rotation, elasticity, load to failure and remaining dislocation were evaluated.

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. Nevertheless it can be considered to be an alternative. Using the locking implant the direction of the locking head screws was preset by the given plate design. This caused problems as screws

had to be inserted being aware that they were not perfectly placed within the given direction. It can be assumed that a higher flexibility of the screw direction by using a polyaxial implant could be advantageous. Such an implant allows intraoperative adjusting of the thread according to the individual anatomic conditions.

For biomechanical studies the plastic-model of the human pelvis is a good alternative compared with the embalmed specimens.



## 2 Einleitung

### 2.1 Epidemiologie, Grundlagen und Versorgungsstrategien

Beckenverletzungen insgesamt sind mit einer Inzidenz von 3 – 20 auf hunderttausend relativ seltene Verletzungen (86). Von allen verunfallten Patienten erleiden nur 3 – 8% eine Beckenverletzung (71). Mehrheitlich überwiegen hierbei leichte Verletzungen, wie einfache vordere Beckenringfrakturen ohne Beeinträchtigung der Stabilität des Beckenringes (42;121). Besondere Bedeutung haben jedoch instabile Beckenverletzungen mit Unterbrechung des Beckenringes, 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 sakrum (24;32). Die Rate der primär übersehenen Sakrumfrakturen wurde in der „Vor-CT-Ära“ mit 30 – 60% angegeben (79).

Die erste, bekannte Beschreibung einer Sakrumfraktur stammt von Malgaigne aus dem Jahr 1847 in: „Traité des Fractures et des Luxationes“ (77). Unter 2358 Beckenfrakturen wurde eine isolierte Sakrumfraktur angegeben.

Ätiologisch entstehen Sakrumfrakturen durch eine Vielzahl von Unfallmechanismen, bei denen die elastischen Kompensationsmöglichkeiten des Beckenringes überschritten werden. Als wesentlich sind Hochrasanztraumata im Straßenverkehr sowie Stürze aus großer Höhe anzuführen (15;37). Die Fraktur entsteht hierbei sowohl durch indirekte Krafteinleitung über das Femur bzw. Hebelbewegungen des Femurs bei Anprall nach vorne, als auch durch direkten Seitenanprall. Seltener durch indirekte Luxationsmechanismen wie z. B. extreme Hyperflexionsbewegungen der Lendenwirbelsäule. Eine Abhängigkeit des einzelnen Frakturtyps vom Unfallmechanismus lässt sich jedoch nicht nachweisen. Weiterhin werden isolierte

Sakrumfrakturen als Ermüdungsfrakturen bei bestehender Osteoporose, Osteomalazie oder als Folge maligner Tumore beschrieben. Diese Frakturformen entstehen nach minimaler mechanischer Belastung des Os sakrum (14;18;23;50;61;98). Eine weitere seltene Form der isolierten Sakrumfraktur stellen Ermüdungsfrakturen dar, die aufgrund andauernder, submaximaler Belastungen z. B. durch tägliches Lauftraining oder Überbeanspruchung in der militärischen Ausbildung von Rekruten entstehen (39).

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 eine besondere klinische Bedeutung zu. Neben einer hohen Inzidenz von 34% unter allen Sakrumfrakturen bedingt sie eine dorsale Instabilität und geht mit einer hohen Rate an Nervenschädigungen einher (24). Aufgrund dieser Kombination aus hoher Inzidenz, dorsaler Instabilität und hoher Nervenschädigungsrate widmet sich die hier vorgelegte experimentelle Untersuchung der Behandlung der transforaminalen Sakrumfraktur.

Die Therapie der Sakrumfrakturen in toto sollte sich sowohl an der Stabilität des Beckenringes (63;119), als auch an der Nervenläsion orientieren.

Die Therapie der Wahl bei unverschobenen, stabilen Frakturen des Beckenringes ohne neurologische Symptomatik ist die konservative Behandlung.

Anders verhält es sich bei instabilen Frakturformen. Das primäre Therapieziel bei einer instabilen Beckenringfraktur ist die Stabilisierung des Beckens zur Reduktion pelviner Blutungen. Hier bieten sich in der Notfallsituation die Beckenzwinge nach Ganz oder der Fixateur externe an. Die definitive, möglichst anatomische Rekonstruktion folgt dann zumeist in der sekundären OP-Phase (82;110), wobei mehrere Studien zeigen, dass die konservative Behandlung instabiler Beckenringverletzungen im Vergleich zur operativen Stabilisierung durchweg schlechtere Ergebnisse zeigt (9;12;21;44;63;65;120;128;134;137). Bei dislozierten, instabilen Verhältnissen am Beckenring ist daher eine operative Stabilisierung und bei gleichzeitiger Nervenschädigung eine zusätzliche offene Dekompression beteiligter Nerven erforderlich (13;24;32;63;92).

Prinzipiell eignen sich zur operativen Stabilisierung sowohl externe, als auch interne Stabilisierungsverfahren. Als Vorteile der externen Fixation wird die nur sehr begrenzte Weichteilexposition des Knochens und die kurze Operationszeit angesehen (22;27;29;38;43;47;67;94;108;138). Klinische und biomechanische Untersuchungen zeigten allerdings nur unzureichende Haltekräfte eines ventral im Becken verankerten Fixateur externe bei Vorliegen einer dorsal instabilen Beckenringverletzung (7;22;93;104;119). Heute wird daher die interne Stabilisierung als Methode der Wahl eingesetzt (9;12;34;53;56;63;65;73;120;128;141). Übereinstimmend gilt, dass die operative Intervention bei instabilen Beckenringfrakturen die Möglichkeit einer frühen Rehabilitation eröffnet und somit die weitere Morbidität senkt (12;57).

Obwohl für die einzelnen Regionen des Beckenrings bewährte Osteosyntheseverfahren angegeben werden, hat sich zur Behandlung einer instabilen Sakrumfraktur noch kein einheitliches, befriedigendes Osteosyntheseverfahren durchgesetzt. Zumeist besteht das Osteosyntheseprinzip in einer Transfixation des dorsalen Beckenrings durch Überbrückung eines oder beider Sakroiliakalgelenke mit Schrauben, Gewindestäben oder Platten. Betrifft die Fraktur nur das Os sakrum ist allerdings das Sakroiliakalgelenk in den meisten Fällen nicht verletzt und es erfolgt die langfristige Transfixation eines intakten Gelenkes (40;41;66;119;122). Bei zum Teil voluminösem Implantatdesign kann eine ausgedehnte Weichteilexposition notwendig sein. Eine geringere Exposition der dorsalen Beckenweichteile benötigt die schon 1934 von Lehmann erstmalig angewendete und im Folgenden von Mayer-Burgdorff 1936 (79) beschriebene Methode der transiliosakralen Schraubenosteosynthese. Diese bedingt jedoch eine direkte Schädigung der sakroiliakalen Gelenkflächen aufgrund der Schraubenpenetration und erfordert darüber hinaus große Erfahrung des Operateurs wegen der Gefahr der Schraubenfehlage im Bereich der Nervenwurzeln (79;123) und des Zentralkanals.

Der Forderung einer geringen Weichteilexposition und ausreichenden Übersicht für eine eventuell notwendige Nervenfreilegung und Dekompression der Nervenwurzeln unter Umgehung der iatrogenen Schädigung des intakten Sakroiliakalgelenkes kommt die von Pohlemann 1992 entwickelte Kleinfragmentplatte nach.

Die Verankerung der Schrauben erfolgt hierbei ausschließlich im Os sakrum selbst, wobei mehrere Untersuchungen zeigen konnten, dass auch in dieser anatomisch komplizierten Region Bereiche bestehen, in denen mit relativ großer Sicherheit ein Implantat verankert werden kann (4;69).

Die biomechanischen Versuche rechtfertigten einen klinischen Einsatz der Kleinfragmentplatte und klinische Erfahrungen zeigten eine ausreichende Stabilisierung, Ein Implantatversagen war nicht zu beobachten (79). In klinischen Beobachtungen zeigten sich allerdings nicht selten sekundäre Schraubenlockerungen.

In vielen Bereichen der osteosynthetischen Frakturversorgung, insbesondere beim älteren Menschen, haben sich mittlerweile winkelstabile Implantate durchgesetzt und zeigen deutliche Vorteile gegenüber den herkömmlichen Osteosyntheseverfahren. Sie bieten den Vorteil eines festen Verbundes zwischen Implantat und Schraube, reduzieren somit Translationen und Rotationen der Fraktursegmente gegeneinander und zeigen besonders guten Halt im strukturgeschwächten Knochen. Winkelstabile Implantate kommen besonders in gelenknahen Regionen wie dem subcapitalen Humerus, supracondylären Frakturen, distalen Tibiafrakturen (Pilon) und Trümmerfrakturen des Femur- und Tibiaschaftes zum Einsatz (28).

Da die knöcherne Struktur des Os sakrum aufgrund des hohen Spongiosaanteils generell einen schlechten Schraubenhalt bietet, ergeben sich für winkelstabile Implantate theoretische Vorteile in Bezug auf das Risiko der Schraubenlockerung.

Ziel der hier vorgelegten Studie ist es, zu untersuchen, ob eine winkelstabile Kleinfragmentplatte im Vergleich zum herkömmlichen nicht-winkelstabilen Implantat sowie zur in der Klinik häufig verwendeten und in Studien gut untersuchten Transiliosakralen Zugschraube eine Alternative oder mögliche Verbesserung im Hinblick auf die Versorgung der klinisch relevanten transforaminalen Sakrumfraktur darstellt.

Als biomechanisches Modell zur Darstellung der gravierendsten Belastungssituation wurde der Einbeinstand simuliert.

## 2.2 Anatomie des Beckenringes

### 2.2.1 knöcherner Anteil

Das Becken bildet eine Ringstruktur bestehend aus den beiden Hüftbeinen, den Ossa coxae und dem Os sakrum als dorsalen Anteil.

Die Ossa coxae bestehen aus drei Anteilen, die sich im Acetabulum vereinigen, dem Os pubis, dem Os ischii und dem Os ilii. Die Symphysis pubica, die Schambeinfuge vereinigt ventral die beiden Ossa coxae.

Das Gelenk der Symphysis pubica ist durch Faserknorpel verstärkt und stellt eine Synchronrose dar. Es lassen sich hierbei alle Elemente eines synovialen Gelenkes nachweisen. Im Vergleich zum hinteren Beckenring bestehen durch das Lig. arcuatum pubis und das Lig. superius pubicus nur schwache Bandverbindungen, die auf das Symphysengelenk daher nur geringgradig verstärkend wirken.

Das Os sakrum stellt die Verbindung zwischen Beckenring und Wirbelsäule dar und bildet einen wichtigen stabilisierenden Anteil des knöchernen Beckenringes. Es besteht aus fünf, in der Embryonalentwicklung ursprünglich einzeln angelegten Wirbeln, die dann miteinander verschmelzen. Die Rippenrudimente und Rudimente der Querfortsätze bilden beidseits die sogenannte Pars lateralis oder Massa lateralis, der an der Basis des Os sakrum auch als Ala sacralis bezeichnet wird. Er stellt die laterale Begrenzung des Os sakrum dar.

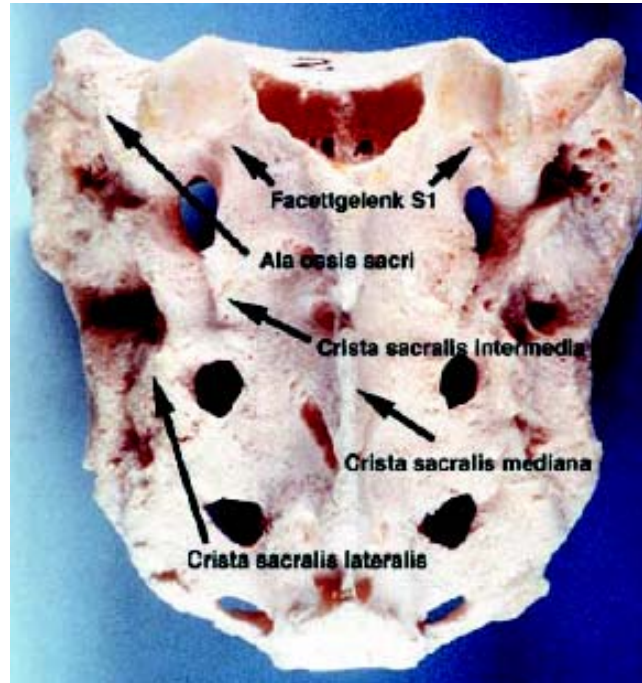
Im Bereich der Ala sacralis findet sich die Facies auricularis, die die Gelenkfläche zu den beiden Darmbeinschaufeln bildet. Sie ist nieren- bzw. ohrenförmig angelegt und krümmt sich nach ventral. Die Facies auriculares verläuft also nicht sagittal, sondern bildet einen Winkel mit der Sagittalebene und ahmt somit die Keilform des Sakrum nach. Ventral ist das Os sakrum breiter ausgeprägt als dorsal. Einbuchtungen des Kreuzbeins verzahnen sich mit Vorwölbungen des Os iliums. Das Sakroiliakgelenk stellt insgesamt eine Amphiarthrose dar, und ist ein durch starke Bandzüge in der Bewegung eingeschränktes Wackelgelenk.

Die Dorsalseite des Os sakrum zeigt eine raue Oberfläche und ist unregelmäßig begrenzt. Die rudimentären Dornfortsätze sind zur Crista sacralis mediana verschmolzen. Die Gelenkfortsätze bilden durch Verschmelzung die beidseitigen Cristae sacralis intermediae und die Querfortsätze auf jeder Seite die Crista sacralis lateralis. (Abb. 1)

Die Ventralseite wird als Facies pelvina bezeichnet und begrenzt das kleine Becken nach hinten. Hier ergeben sich besonders distal von S3 enge Lagebeziehungen zum Rektum.

Von ventral und dorsal einsehbar befinden sich die Foramina sacralia pelvina et dorsalia. Sie erlauben den Durchtritt der Nervenwurzeln in ventrale und dorsale Richtung. (60;83;99;136)

Insgesamt bildet das Os sakrum eine dreieckige Struktur die sich von der cranialen Basis nach distal hin verjüngt. Distal artikuliert das Kreuzbein mit dem Os coccygis, dem Steißbein. Der zweite Sakralwirbel ist etwas schmaler, der dritte Sakralwirbel verbreitert sich wieder etwas (8). Ab hier erfolgt eine Änderung in der Orientierung der Sakrumebene von dorsal kaudal nach ventral kaudal. Das Kreuzbein weist eine Neigung zur Senkrechten auf. Die durchschnittliche Neigung der Basis des Os sakrum beträgt hierbei recht konstant  $47^\circ$ . Die Verlaufsrichtung der Achse des Kreuzbeins weist allerdings große interindividuelle Unterschiede auf (83).



**Abb.1: Anatomie des Os sakrum**

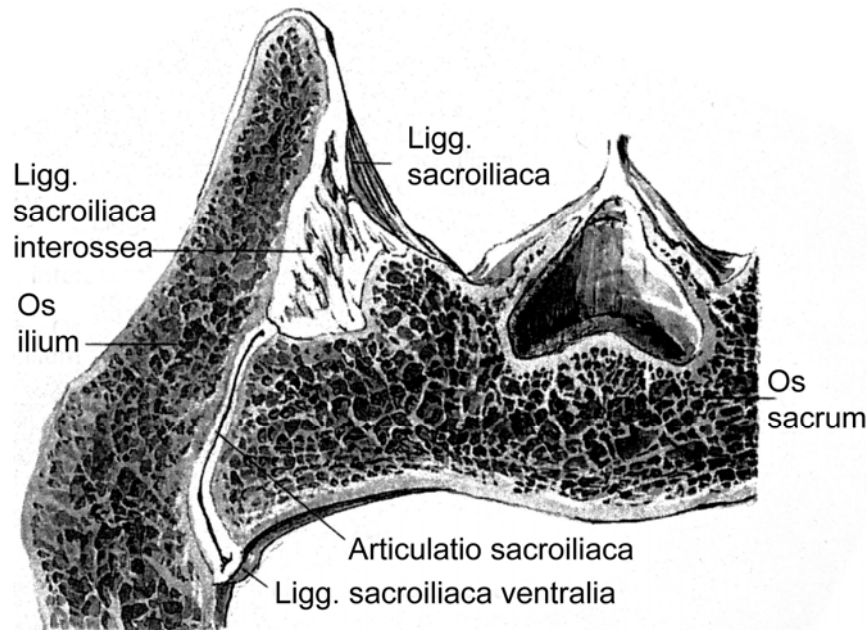
Aus T. Pohlemann, A. Gänsslen, H. Tscherne „Die Sakrumfraktur“ (83)

## 2.2.2 Bandapparat

Auf der Rückseite findet sich eine nur dünne Kortikalis, die die locker angelegte Spongiosa bedeckt. Von hier entspringen die kräftigen sakroiliakalen Bandverbindungen, die von der Ebene der Neuroforamina nach lateral ziehen.

Das Sakroiliakalgelenk umgebend und die Gelenkkapsel ergänzend, finden sich hier die Ligg. Sacroiliacae interosae und die äußerst kräftigen Ligg. Sacroiliacae dorsales, die eine hohe mechanische Relevanz aufweisen und das im aufrechten Stand zum Teil fast waagrecht stehende Kreuzbein halten. Die dorsalen Bänder hängen das Os sakrum quasi in den Oberrand des Beckens ein.

Bandverbindungen, die dorsal über die Ebene der Neuroforamina hinwegziehen und eine mechanische Relevanz bieten, bestehen nicht.



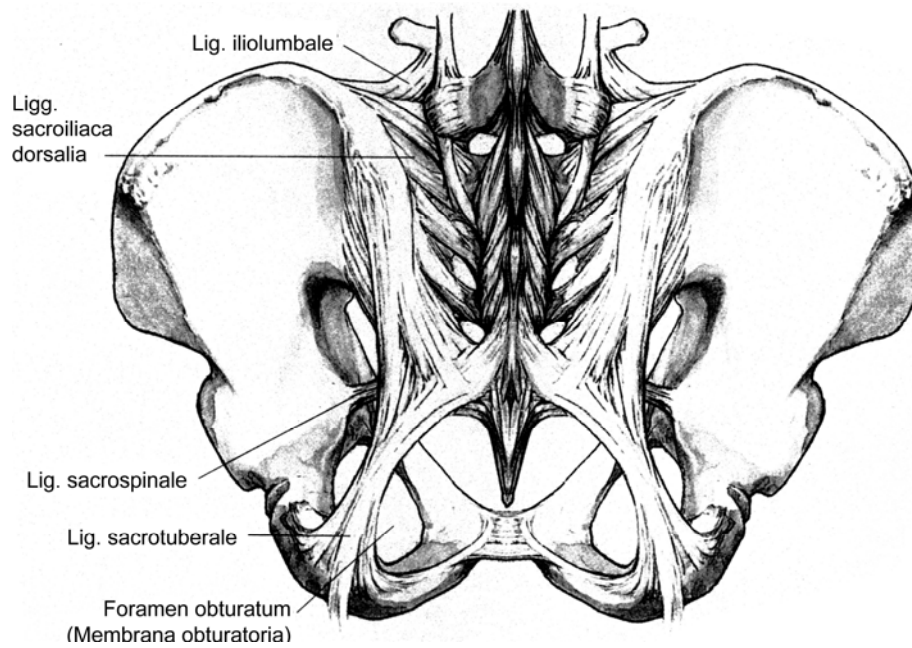
**Abb.2: Detail Sakroiliakalgelenk**

Aus Tscherne, Pohlemann, „Becken und Acetabulum“ (124)

Nach distal finden sich auf der Rückseite des Kreuzbeins beidseits jeweils zwei starke Bänder des Beckenbodens, die das Os sakrum fixieren und es innerhalb des Beckenringes gegen Rotationen um die Transversalachse sichern. Sie zeigen zueinander keinen parallelen, sondern einen spitz- bis rechtwinkligen Verlauf. Es handelt sich hierbei zum einen um das Lig. sakrotuberale, welches von der Rückfläche des Os sakrum zum Tuber ischiadicum zieht, und zum anderen um das Lig. sacrospinale, das seitlich vom Os sakrum und Os coccygis zur Spina ischiadica verläuft.

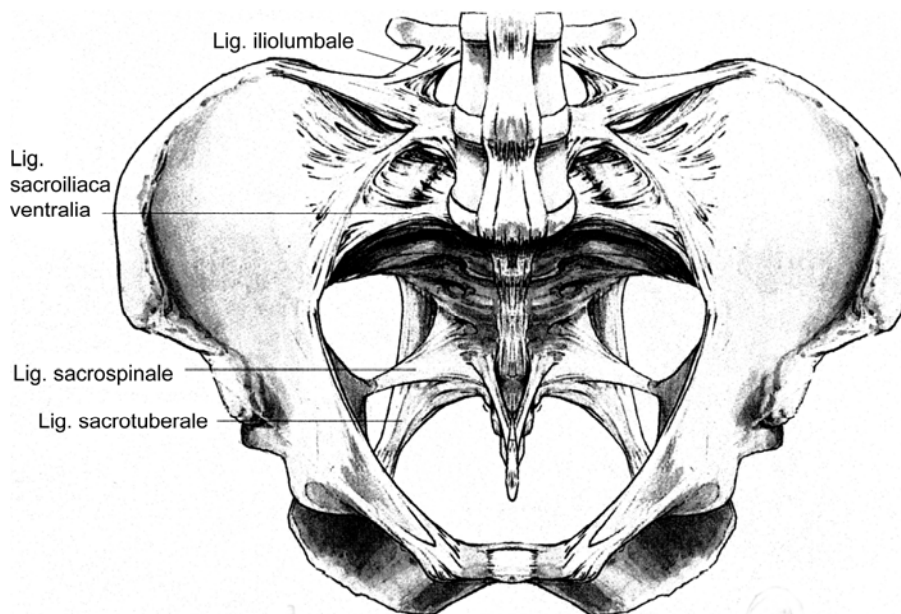
Nach kranial bestehen Bandverbindungen zu den Querfortsätzen des Lendenwirbelkörpers L5. Hierbei handelt es sich zum einen um das Lig. iliolumbale, das eine Verbindung des dorsalen Beckenkamms mit dem Querfortsatz herstellt und zum anderen um das Lig. lumbosacrale laterale, das seinen Ursprung vom Pars lateralis des Os sakrum nimmt. Sie weisen eine besondere klinische Relevanz auf und können radiodiagnostisch bei Abbrüchen des Querfortsatzes L5 und anschließender Dislokationen einen Hinweis auf eine dorsale Beckeninstabilität geben (83).





**Abb.3: dorsale Ligamente des Os sakrum**  
 Aus Tscherne, Pohlemann, „Becken und Acetabulum“ (124)

Ventral erfolgt die Fixation und Ergänzung der Gelenkkapsel des Sakroiliakalgelenks durch die Ligg. sacroiliaca ventralia.



**Abb.4: ventrale Ligamente des Os sakrum**  
 Aus Tscherne, Pohlemann, „Becken und Acetabulum“ (124)

Die Facies pelvica als Vorderfläche des Kreuzbeins und die Facies dorsalis als Rückfläche dienen verschiedenen Muskeln als Ursprungsort.

### 2.2.3 Nerven

In der Medianlinie umschließt das Os sakrum den Spinalkanal. Oberhalb von S2 / S3 endet hier der Duralsack mit der sich darin befindlichen Cauda equina. Unterhalb der Höhe S2 / S3 enthält der Spinalkanal Anteile des Plexus sacralis bzw. Plexus coccygeus, deren Spinalnerven das Sakrum durch die Foramina sacralia pelvina et dorsalia nach ventral und dorsal verlassen. Weiterhin enthält der Spinalkanal an dieser Lokalisation das Filum terminale, sowie Fettgewebe und Venen. Bezüglich der Größe der Foramina sacralia pelvina et dorsalia und ihrer Ausfüllung durch die entsprechenden Nervenwurzeln veröffentlichten Denis und Comfort 1988 eine anatomische Studie. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die Nervenwurzeln S1 – S2 rund 66 – 75 % der Foramina S1 / S2 ausfüllen, während die Nervenwurzel S3 / S4 nur noch rund 17 % der entsprechenden Foramina ausfüllt. Somit ist für die Nervenwurzel S3 / S4 eine größere Bewegungsfreiheit innerhalb des Foramens gegeben. Daraus schlossen sie, dass im Falle einer Fraktur im Bereich der Neuroforamina S1 / S2 mit einer weitaus größeren Nervenaffektion zu rechnen ist, als unter Einbeziehung der Foramina S3 / S4 (24).

Die Rr. ventrales der Nervenwurzeln Th12 - S3 vereinigen sich oberhalb und ventral des Sakrums zum sogenannten Plexus lumbosacralis, der in einen cranialen Plexus lumbalis von Th12 – L4 und einen caudalen Plexus sacralis von L5 – S3 unterteilt wird. Der Plexus lumbosacralis nähert sich ventral auf unter 5mm der Sakrumkortikalis an.

Dem cranialen Plexus lumbalis entspringen der N. iliohypogastricus, N. ilioinguinalis, N. genitofemoralis, N. cutaneus femoris lateralis, N. obturatorius, sowie Rr. musculares, die direkt zum M. quadratus lumborum und M. psoas major et minor ziehen. Der kaudale Plexus sacralis entsteht aus den Rr. ventrales der Segmente L5 – S3. Er gibt direkte Äste zum M. piriformis, zu den Mm. gemelli, zum M. obturatorius internus und zum M. quadratus femoris ab. Weiterhin gibt der Plexus den N. gluteus

superior ab, der durch das Foramen suprapiriforme das Becken verlässt und den M. tensor fasciae latae, sowie die Mm. gluteus medius et minimus versorgt.

Der Nervenwurzel L4 / L5 kommt als Bestandteil des Plexus lumbosacralis eine besondere klinische Relevanz im Hinblick auf Frakturen des Sakrums zu, da sie im Bereich der Pars lateralis der Oberfläche des Sakrums eng anliegt. Somit kann es im Falle einer Fraktur oder eines Höhenversatzes zu Dehnungsschäden kommen (83).

Eine Anzahl verschiedener Nerven durchläuft die infrapiriforme Abteilung des Beckens. Hierzu gehören der N. cutaneus femoris posterior, der die Dorsalseite des Oberschenkels sensibel versorgt, und der N. gluteus inferior, der den M. gluteus maximus motorisch innerviert. Der N. ischiadicus zieht als größter Nerv durch die infrapiriforme Abteilung des Foramen ischiadicum majus. Im weiteren Verlauf teilt er sich in den N. tibialis und den N. peroneus communis. Er versorgt mit Ausnahme der Oberschenkelstrecker, die durch den N. femoralis innerviert werden und der Adduktoren, deren Versorgung durch den N. obturatorius erfolgt, das gesamte Bein motorisch. Seine sensiblen Anteile versorgen die Lateral- sowie Dorsalseite des Unterschenkels und des Fußes.

## 2.2.4 Gefäße

Neben den engen Lagebeziehungen des Plexus lumbosacralis zur Sakrumkortikalis, weisen auch die A. und V. iliaca interna, die benachbart zum Plexus an der sakralen Kante der Linea terminalis liegen, eine unmittelbare Annäherung an die ventrale Kortikalis auf. Die V. iliaca interna nähert sich hierbei auf unter 5mm an. Ebenfalls eine enge ventrale Lagebeziehung zur Kortikalis besteht im Bereich des Promontoriums bei der A. und V. sacralis mediana und beim sympathischen sakralen Nervengeflecht.

## 2.3 Biomechanik und Pathobiomechanik des hinteren Beckenringes

Die Kraftübertragung von der unteren Extremität auf die Wirbelsäule erfolgt im aufrechten Stand über den Schenkelhals und das Acetabulum in das Os ilium. Über das kräftige Os innominatum, besonders die Struktur des hinteren Pfeilers, erfolgt die Kraftweiterleitung auf das Sacroiliacalgelenk und das Os sakrum. Der weitere Krafftfluss erfolgt über den Discus intervertebralis L5 in die lumbale Wirbelsäule.

Durch seine Kyphosierung in Höhe S3 – S4 besitzt das Sakrum die Tendenz nach ventral kaudal aus dem Beckenring herauszurutschen. Durch die stärkeren dorsalen und schwächeren anterioren Bänder des Sacroiliacalgelenks wird dieses verhindert. Die dorsalen Bänder werden besonders bei axialer Belastung angespannt und übertragen somit die Körperlast von der Wirbelsäule durch Zug auf die Hüftbeine.

Auf das Os sakrum wirken bei Belastung sowohl eine Translationskomponente, als auch ein Drehmoment, so daß es zu einer Verschiebung mit gleichzeitiger Rotationsbewegung (Nutation) um eine imaginäre Achse in der Frontalebene kommt. Dabei bewegen sich die kranialen Anteile des Sakrums nach ventral kaudal und es kommt durch eine Anspannung der Ligg. Sacroiliacae dorsalia zu einer Kompression der Gelenkflächen des Sakroiliacalgelenks. Die hierbei auftretende Rotationsbewegung wird durch die straffen distalen Bandverbindungen des Beckenbodens, das Lig. sacrotuberale und das Lig. sacrospinale, in Kombination mit den Ligg. sakroiliakale anteriora, interossea et dorsalia abgebremst und auf ein Minimum beschränkt (79).

Die Ligg. sakroiliakale anteriora et posteriora ziehen über das Sakroiliacalgelenk hinweg, erreichen jedoch nicht die Neuroforamina. Bei einer Fraktur im Bereich der Ala sakralis können sie somit stabilisierend wirken. Bei Frakturen im Bereich der Neuroforamina oder medial davon wäre allerdings keine stabilisierende Wirkung möglich, so dass diese Frakturen als instabil zu bezeichnen sind.

Unterstützend in der Abbremsung der Rotationsbewegung wirken neben den distalen Bandverbindungen des Beckenbodens zusätzlich die hier ansetzenden Muskeln, der M. gluteus maximus, M. piriformis und das Caput longum des M. bicipitis femoris.

Die Angaben bezüglich des Ausmaßes der Translations- und Rotationsbewegungen schwanken und hängen von einer Vielzahl verschiedenster Parameter, wie beispielsweise Alter, Geschlecht, Verzahnungsgrad des Sakroiliakalgelenks und nicht zuletzt der aufgetragenen Last ab. Die Rotationsbewegungen werden in Größen von 2° - 12° angegeben, die Translationsbewegungen umfassen 2 mm – 26 mm (79). Im Alter kommt es dabei zu einer Abnahme der Beweglichkeit. Die Beweglichkeit des weiblichen Beckens ist größer als die des männlichen Beckens und nimmt während der Schwangerschaft noch weiter zu.

Neben den beschriebenen Translations- und Rotationsbewegungen des hinteren Beckenrings kommt es ebenfalls zu gleichzeitigen Bewegungen der ventral liegenden Symphyse. Im Rahmen des Gehens und Stehens kommt es hier zu abwechselnden Schub- und Zugkräften. Diesen wirkt die synchondrotische Gelenkverbindung entgegen. Die Bewegungen im Bereich der Symphyse sind jedoch geringen Ausmaßes.

Die Symphyse hat in Bezug auf die Stabilität des gesamten Beckenringes nur eine untergeordnete Bedeutung (119). Die relevanten Strukturen zur Stabilisierung des Beckenringes liegen somit im dorsalen Bereich.

Bei Frakturen im dorsalen Beckenbereich kommt es daher zu einer biomechanischen Schwächung des Ringsystems und zu einem sogenannten „instabilen“ Beckenring, während Frakturen im vorderen Beckenbereich zu keiner nennenswerten biomechanischen Schwächung führen und somit ein „stabiler“ Beckenring verbleibt (79).

## 2.4 Diagnostik, Klassifikation und Therapie der Sakrumfraktur

### 2.4.1 Diagnostik

Die Diagnostik der Sakrumfraktur stützt sich im Wesentlichen auf die radiologische Bildgebung.

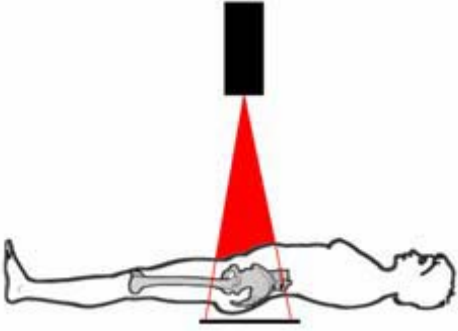

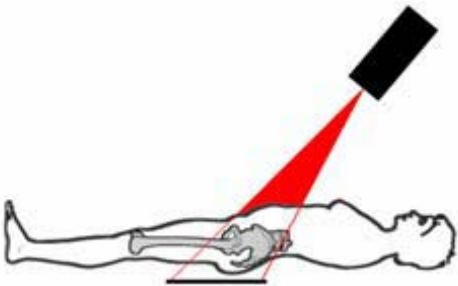

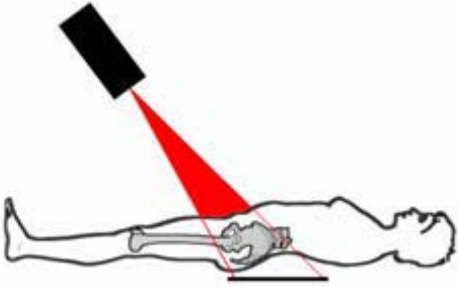

Mittels einer klinischen Untersuchung lassen sich bereits im Vorfeld Hinweise auf eine Beckeninstabilität finden. So sollte (74) neben der Inspektion eine orientierende Stabilitätsprüfung erfolgen und bei gleichzeitiger Kreislaufinstabilität eine Notfallstabilisierung des Beckenrings durch zum Beispiel die Beckenzwinge nach Ganz erfolgen (31;85). Im Rahmen der Inspektion ist besonders auf Wunden, Prellmarken und Blutaustritte aus Urethra und Analregion zu achten.

Die radiologische Bildgebung beinhaltet als wesentlichen Bestandteil der Primärdiagnostik bei Beckenfrakturen die Beckenübersichtsaufnahme (siehe Abb. 5). Edeiken-Monroe et al. (26) konnten in einer Analyse von 154 Patienten anhand der Beckenübersichtsaufnahme in 88% der Fälle bereits die später definitive Diagnose stellen (26). Young et al. geben die primär richtigen Diagnosen anhand der Beckenübersichtsaufnahme mit 94% an (142). Insgesamt ist sie die am schnellsten verfügbare Maßnahme im Rahmen der apparativen Diagnostik zur Unterscheidung zwischen stabilen und instabilen Beckenverletzungen. Genauere Angaben über Fragmentverschiebungen in anterior – posteriorer oder kraniokaudaler Richtung lassen sich jedoch nicht machen (119;122;142).

Zeigen sich in der Beckenübersichtsaufnahme Frakturen des dorsalen Beckenrings oder herrscht Unklarheit über den Frakturverlauf schließen sich ergänzend die Schrägaufnahmen des Beckens nach Pennal und Tile an (78). Hierbei unterscheidet man zwischen der sogenannten „Inlet- und Outletaufnahme“ (siehe Abb. 5).

Bei der Inletaufnahme wird der Zentralstrahl der Röntgenröhre um 40° nach cranial geneigt. Sie erlaubt die Beurteilung der Beckeneingangsebene und dient der Erfassung von Versetzungen nach dorsal oder ventral.

Die Outletaufnahme erfolgt mit 40° caudal geneigtem Zentralstrahl der Röntgenröhre und dient der Darstellung von Vertikalverschiebungen. Da das Sakrum senkrecht zu seiner Ventralfläche im Strahlengang liegt, wird es in der Regel in seiner Gesamtheit ohne wesentliche Projektionsfehler dargestellt.

<p><b>Beckenübersicht</b></p> <p>senkrecht zur Liegefläche Beckenübersichtsaufnahme</p>		
<p><b>Inletaufnahme</b></p> <p>senkrecht zur Beckeneingangsebene Darstellung horizontaler Verschiebungen</p>		
<p><b>Outletaufnahme</b></p> <p>senkrecht zur Achse des Os sakrum Darstellung vertikaler Verschiebungen und des Frakturverlaufes im Sakrum</p>		

**Abb.5: Standard- Röntgenaufnahmen bei Beckenringverletzungen in der Übersicht, modifiziert nach Stöckle: Dorsal oblique pelvic fixator: development and biomechanical testing (111)**

Für die spezielle Betrachtung von Sakrumfrakturen gilt, dass sie bei Vorliegen wenig verschobener Fragmente, insbesondere bei Kompressions- und Querfrakturen, in den drei Standardaufnahmen häufig übersehen werden. 97% der übersehenen

Frakturen lagen nach einer Studie von Denis und Comfort (24) im Bereich der Ala sacralis oder es handelte sich um minimal verschobene transforaminale Sakrumfrakturen.

Die Rate der in der Beckenübersichtsaufnahme primär erkennbaren Sakrumfrakturen wird in der Literatur nicht einheitlich angegeben. Northrop et al. (75) geben 30% primär übersehene, Montana et al. 35% übersehene Sakrumfrakturen an (70;75). Auch bei einer zweiten Durchsicht der Primäraufnahmen nach bereits erfolgter weitergehender Diagnostik konnten Montana et al. (70) 27% der Sakrumfrakturen nicht nachvollziehen. Jackson et al. geben die Rate der primär übersehenen Sakrumfrakturen mit 61% an (49), Rommens et al. (88) beschreiben eine Rate von 50%.

Wörsdörfer (139) und Kricun (55) zeigten weiterhin, dass es durch Überlagerungen von Weichteilen oder Gasen zur erheblichen Beeinträchtigung der Beurteilungsmöglichkeiten des Sakrums in der konventionellen Röntgendiagnostik kommen kann.

Zur weitergehenden Diagnostik dorsaler Frakturen des Beckenrings wird eine Computertomographie durchgeführt. Ihre Wertigkeit zur weitergehenden Evaluation besonders beim Vorliegen von Sakrumfrakturen, wenig verschobenen Frakturlinien des dorsalen Beckenrings und bei Acetabulumfrakturen wurde in mehreren Studien belegt (26;33;46;70;75;133;142). Rommens et al. verweisen in mehreren Arbeiten auf die Vorteile der CT – Diagnostik zur Klassifizierung der Verletzungen mit Beteiligung der Sakroiliakalgelenke (87-89). Eine Studie von Gill et al. zeigte, dass bei 8 von 25 Patienten die primär ermittelte Klassifikation der Beckenringverletzung nach Auswertung der CT – Bildgebung revidiert werden musste (33).

Der Sonderfall der Ermüdungsfraktur des Sakrums bietet diagnostische Probleme (10). Ermüdungsfrakturen treten ohne adäquates Trauma auf und äußern sich im Wesentlichen durch Schmerzen im Gesäßbereich. Sie werden aufgrund allgemeiner Osteoporose, Steroidtherapie oder auch nach Bestrahlung bei gynäkologischen Tumoren beschrieben (5;14;23;61;103). In Nativaufnahmen ist dieser Frakturtyp in der Regel nicht nachzuweisen. Die Computertomographie und die Technetium – Knochenszintigraphie sind hier von hoher diagnostischer Wertigkeit. Der Gruppe der Ermüdungsfrakturen können ebenfalls die Frakturen des Os sakrum im Rahmen des



Leistungssports zugerechnet werden, bei denen kein adäquates Trauma vorliegt. Charakteristisch sind Schmerzen im Bereich des dorsalen Beckenrings. Die Knochenszintigraphie weist hierbei eine hohe Aussagefähigkeit auf (1;14;39;103;135).

## 2.4.2 Klassifikation

In der Literatur finden sich mehrere Klassifikationen zur Einteilung der Sakrumfraktur. 1939 teilte Medelman die Sakrumfraktur in drei große Frakturtypen ein. Er unterschied den longitudinalen Typ als häufigste Frakturvariante, den oblique verlaufenden Typ und den horizontal verlaufenden Frakturtyp (68).

Bonin (11) entwickelte 1945 eine wesentlich komplexere Klassifikation. Die Einteilung erfolgt anhand der Frakturätiologie in zwei Hauptgruppen, wobei er Frakturen, die durch ein direktes Trauma entstanden, von Frakturen, die durch indirekte Krafteinwirkung hervorgerufen wurden, unterschied. Innerhalb der beiden Hauptgruppen unterschied er nach dem anatomischen Verlauf der Fraktur. Fountain vereinfachte 1977 die Einteilung in longitudinale und transversale Frakturen.

Schmiddek (102) stellt 1984 eine Klassifikation vor, in der er wie Bonin Verletzungen durch direkte Gewalteinwirkung von Frakturen durch indirekte Mechanismen unterschied. Sabiston und Wing griffen diese Klassifikation auf, reduzierten die Gruppen der Frakturverläufe und gaben eine Korrelation zu den beobachteten Nervenschäden an (95). Neurologische Ausfälle wurden bei hohen Querfrakturen häufig, bei tiefen Querfrakturen nur in Ausnahmefällen beobachtet.

Denis und Comfort (24) führten 1988 eine Klassifikation ein, die sich auf die Analyse von 236 Sakrumfrakturen stützte. Sie unterteilten das Sakrum in drei Zonen, die sich anatomisch nachvollziehen lassen, aber aufgrund der beobachteten Nervenschäden differenziert wurden (siehe Abb. 6).

- Zone 1: Frakturen durch die Ala sacralis ohne Schädigung der Foramina oder des Zentralkanals
- Zone 2: Frakturen durch ein oder mehrere Foramina. Eine Schädigung der Ala sacralis ist möglich, aber es darf keine Schädigung des Zentralkanals vorliegen.
- Zone 3: Frakturen, die primär den Zentralkanal betreffen.

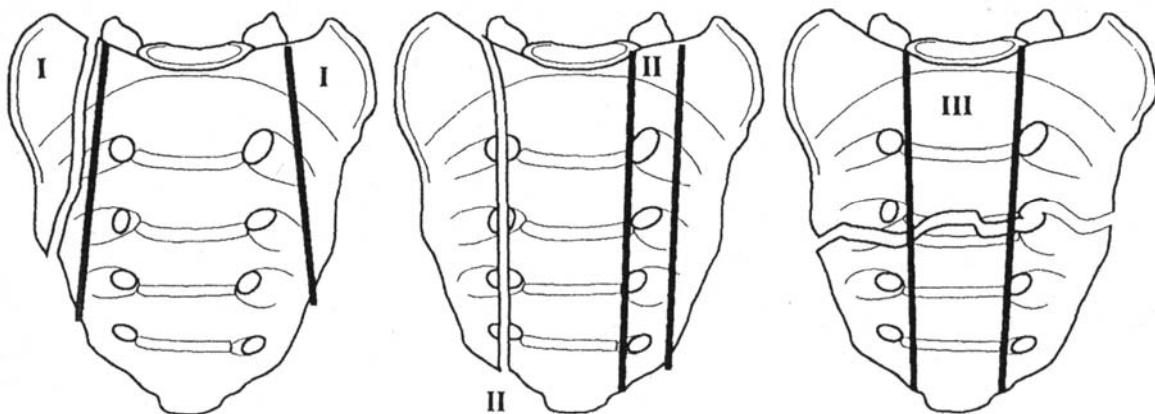


Abb.6: Klassifikation der Sakrumfraktur nach Denis et al. (24)

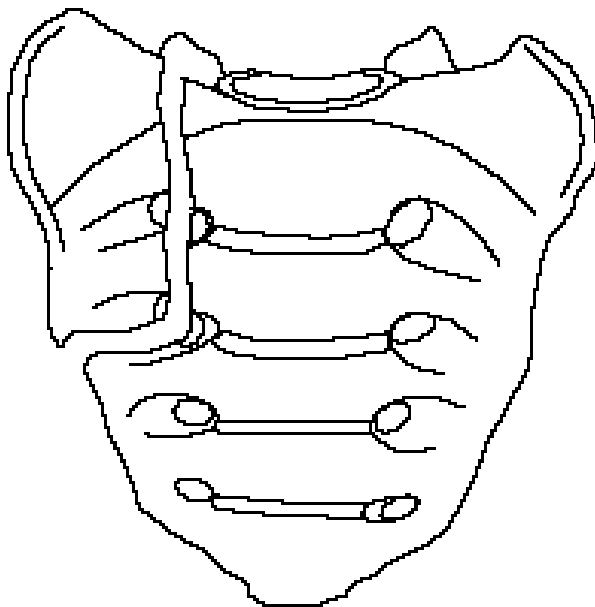
Die Häufigkeit der Zone 1 Frakturen wurde mit 50,4% angegeben. Die transforaminalen Frakturen der Zone 2 wurden in 34% der Fälle beobachtet, gefolgt von den zentralen Frakturen der Zone 3 in 15,6% der Fälle.

Die Rate der neurologischen Komplikationen steigt dabei von Zone 1 (= 5,9 %; hauptsächlich L5-Wurzel und N. ischiadicus) über Zone 2 (= 28,4 %; hauptsächlich N. ischiadicus assoziiert mit unilateralen L5, S1 oder S2 Wurzelläsionen) zur Zone 3 (= 56,7 %; hauptsächlich Harnblasen- und Analsphinkterstörungen oder Störungen der Sexualfunktion (76,1 %)) hin an.

Gibbons (32) modifizierte 1990 die Klassifikation von Denis und Comfort in der Absicht, die Korrelation zwischen Frakturlokalisierung und Nervenschaden zu verbessern. Er behielt die Einteilung des Os sakrum in drei longitudinale Zonen bei. Im Unterschied zu Denis und Comfort untergliederte er die Frakturen durch den Zentralkanal in Zone 3 zusätzlich in vertikale und transversale Frakturen (Zone 1 =

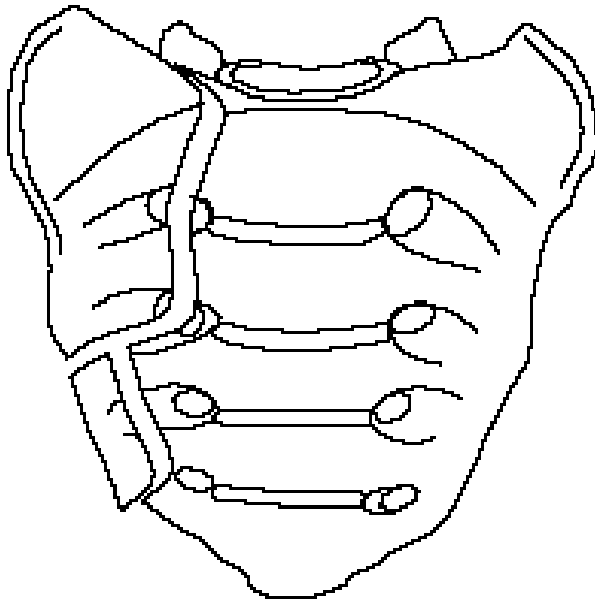
Fraktur nur durch die Ala sacralis; Zone 2 = Fraktur durch die Neuroforamina; Zone 3 = vertikale und transversale Frakturen durch den Zentralkanal). Die neurologische Komplikationsrate wurde für Frakturen in Zone 1 mit 24% angegeben, Zone 2 – Frakturen zeigen eine Rate von 29%. Die höchste Komplikationsrate findet sich in der dritten Zone bei Frakturen im Bereich des Zentralkanals mit 58%.

Hinsichtlich der transforaminalen Sakrumfraktur in Zone 2 nach Denis et al. beschrieb Pohlemann nach einer Analyse von 377 Sakrumfrakturen sieben typische Gruppen:



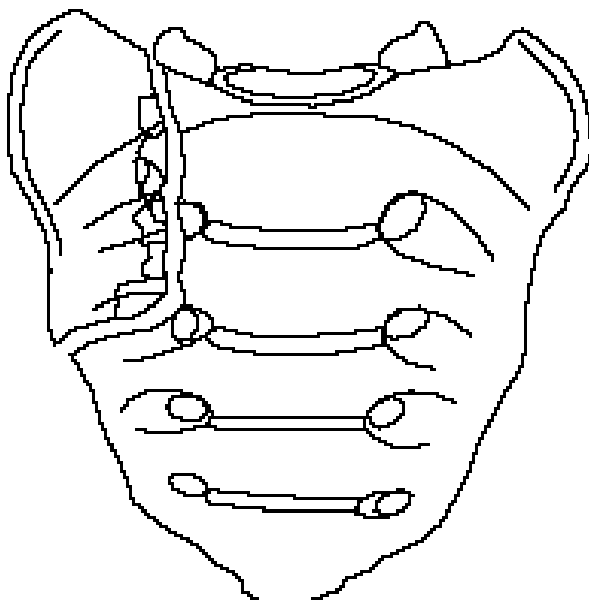
Die Fraktur läuft durch die ersten beiden Foramina und schwenkt dann nach lateral aus dem Sakrum heraus.

**Abb. 7:** Transforaminale Sakrumfraktur mit Beteiligung der Foramina S1 / S2



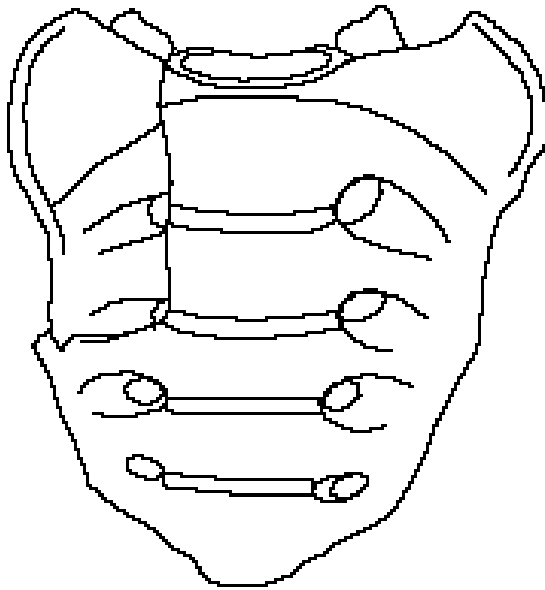
Die Fraktur verläuft wie in Abb. 7. Zusätzlich findet sich ein Bandausriss des Lig. sacrospinale.

**Abb. 8:** Transforaminale Sakrumfraktur mit Beteiligung der Foramina S1 / S2 und zusätzlichem Bandausriss



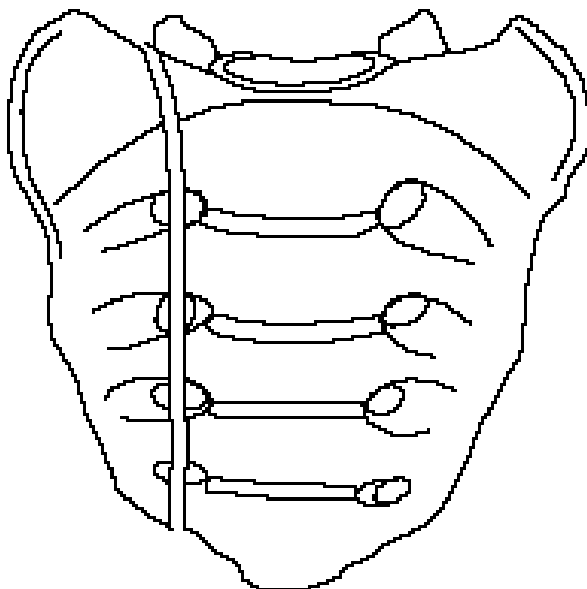
Der Frakturverlauf entspricht Abb. 7; die Fraktur ist aber durch eine Trümmerzone kompliziert.

**Abb. 9:** Transforaminale Sakrumfraktur mit Beteiligung der Foramina S1 / S2 und zusätzlicher Trümmerzone



Die Fraktur ist impaktiert, was im Wesentlichen auf einen Verletzungsmechanismus im Sinne einer lateralen Kompression zurückzuführen ist.

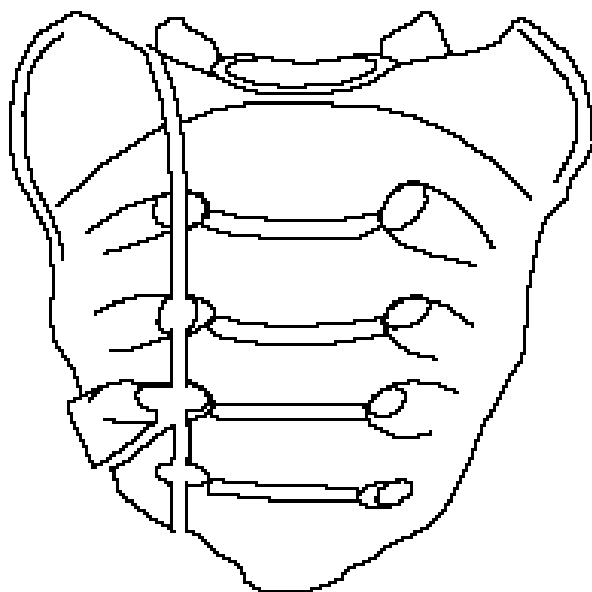
**Abb. 10:** Transforaminale Sakrumfraktur mit Beteiligung der Foramina S1 / S2 und Kompression der Fragmente



In der Abbildung wurde eine transforaminale Fraktur mit Beteiligung aller Neuroforamen dargestellt.

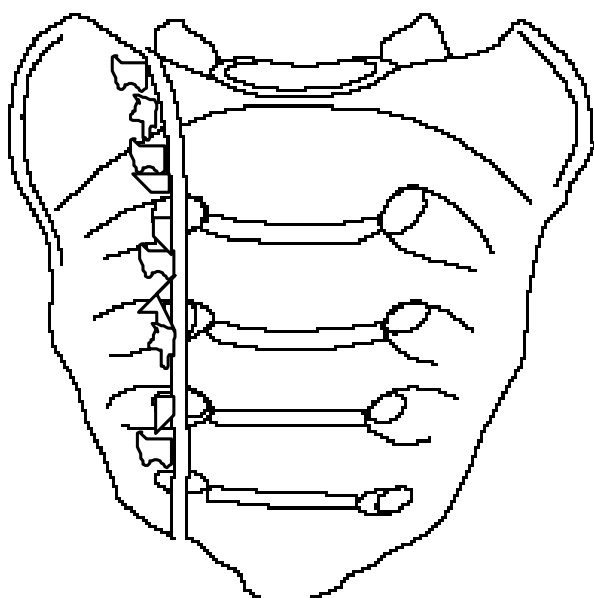
Mindestens drei Foramen sollen in den Frakturverlauf einbezogen sein.

**Abb. 11:** Transforaminale Sakrumfraktur mit Beteiligung von mindestens 3 Foramen und mehr



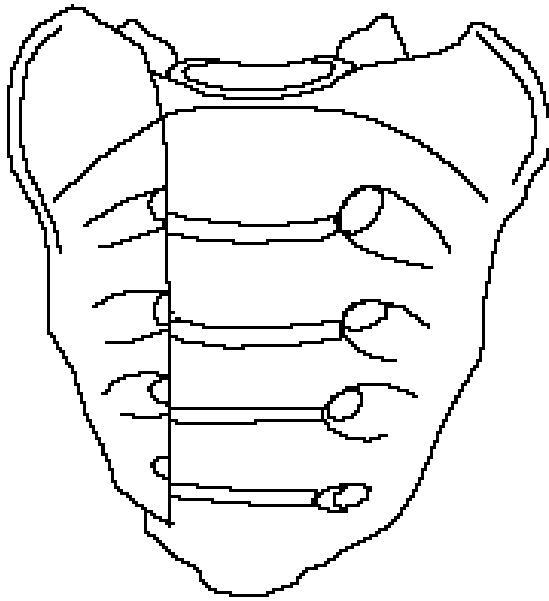
Frakturverlauf wie in Abb. 11 mit zusätzlichem Bandausriss des Lig sacrospinale.

**Abb. 12:** Transforaminale Sakrumfraktur mit Beteiligung von mindestens 3 Foramen oder mehr und Bandausriss



Die Fraktur entspricht der in Abb. 11. Zusätzlich kompliziert eine Trümmerzone die Fraktur.

**Abb. 13** Transforaminale Sakrumfraktur mit Beteiligung von mindestens 3 Foramen oder mehr und Trümmerzone



Der Frakturverlauf entspricht Abb. 11. Zusätzlich findet eine Impaktion der Fragmente statt.

**Abb. 14** Transforaminale Sakrumfraktur mit Beteiligung von mindestens 3 Foramen oder mehr und Kompression der Fragmente

## 2.5 Aktueller Stand der Therapie

Die Versorgung der Sakrumfrakturen bietet eine breite Diskussionsgrundlage. Die Meinungen bezüglich der Notwendigkeit der operativen Versorgung und der angewandten Verfahrenstechniken sind dabei national und international sehr unterschiedlich. Ein allgemeiner Konsens findet sich lediglich in der Ansicht, dass instabile Frakturen mit begleitender Nervenverletzung eine Indikation zur offenen Reposition, Dekompression und Osteosynthese darstellen (24;45).

Insgesamt hat sich die interne Stabilisierung von instabilen Sakrumfrakturen in der langfristigen Frakturversorgung gegen die externe Stabilisierung durchgesetzt und ist als Standard etabliert.

Aktuelle Verfahrensweisen umfassen die Distractionsspondylodese mit Fixateur interne, die Transiliosakralen Zugschrauben, Sakralstäbe, quere Platten und lokale Osteosynthesen, die sich rein im Sakrum abstützen (20;30;35;52;58;120). Auch

Kombinationen der obengenannten Verfahren finden Verwendung, wie zum Beispiel als Trianguläre Osteosynthese bestehend aus einer lumbopelvinen Distractionsspondylodese als vertikalem Anteil und einer Transiliosakralen Zugschraube als horizontale Komponente (51;100;101) oder einer lumbopelvinen Distractionsspondylodese mit Schraubenlage im L 4 Pedikel und der Spina iliaca posterior superior mit distal gelegener querer Verbindungsstange (72). Trianguläre Osteosynthesen befinden sich derzeit in der klinischen Testung. (72;76;118). Bei der Behandlung von transversalen Sakrumfrakturen findet in Form einer aktuellen Fallbeschreibung eine LCP (Locking Compression Plate) Verwendung, die auch die Möglichkeit des Einsatzes winkelstabiler Schrauben ermöglicht (109).

Klinisch etabliert haben sich bisher die Transiliosakralen Zugschrauben, in alleiniger Verwendung oder als Bestandteil einer triangulären Osteosynthese und die lokalen Plattenosteosynthesen. In Anbetracht des Risikos der Schraubenfehlage sowie einer verbleibenden Fehlstellung bzw. Überkompression bei Transiliosakralen Zugschrauben auf der einen Seite und des nicht unerheblichen Wundheilungsstörungs- und Infektionsrisikos mit bis zu 25% bei den für die anderen Implantatvarianten oft notwendigen ausgedehnten Zugängen erscheint die lokale Plattenosteosynthese als Methode der Wahl. Bei groben Instabilitäten kommt die Distractionsspondylodese konkurrierend in Betracht (70).

Gerade bei den transforaminalen, aber auch zentralen Frakturen ist neben der Stabilisierung an sich häufig eine zusätzliche operative Dekompression neuraler Strukturen erforderlich. Die Dekompression wird operationstechnisch in Bauchlage durchgeführt, und stellt für den oft polytraumatisierten Patienten und das versorgende ärztliche Personal eine zusätzliche Belastung bzw. Schwierigkeit dar.

Für die operative Versorgung stehen inzwischen Navigationsgeräte zur Verfügung (3;20), die z. B. die fluoroskopisch gestützte Insertion von Transiliosakralen Schrauben in das Sakrum erlauben (113). Ebenso wird der intraoperative Einsatz der Computertomographie beschrieben (112;115). Durch diese Techniken lässt sich nicht nur die Sicherheit der Schraubenimplantation in das umschriebene Zielgebiet des Sakrumpedikels erhöhen, sondern auch die Strahlenbelastung des Patienten



und des Personals im Vergleich zur Verwendung des Bildwandlers deutlich verringern.

## 3 Material und Methodik

### 3.1 Präparate

Für die Untersuchungen wurden zwei verschiedene Arten von Präparaten eingesetzt.

Zum einen handelte es sich um sechs (n=6) aus Kunststoff bestehende Modelle des menschlichen Beckenringes<sup>1</sup>.

Vor Versuchsbeginn wurden die untereinander identischen Kunststoffmodelle vermessen, um die erwartete Homogenität und Reproduzierbarkeit zu überprüfen.

Zur Sicherung der Vergleichbarkeit wurden folgende Distanzen nachgemessen:

- Distantia cristarum
- Distantia spinarum
- Diameter spinarum post. sup.
- Diameter spinarum post. inf.
- Diameter transversa (Beckeneingangsebene)
- Conjugata anatomica
- Diameter transversa (Beckenausgangsebene)

Der fehlende dorsale Bandapparat der Kunststoffmodelle wurde in Vorversuchen durch Kunststoffspanner simuliert (Lig. sacroiliacale dorsale, Lig. sacrospinale und Lig. sacrotuberale). Die durchgeführten Messversuche erfolgten ohne die Bändersimulation. Das Sakroiliakgelenk überbrückten wir aufgrund des fehlenden Bandapparates durch zwei in den zweiten Sakralwirbel eingebrachte 3,5 mm Corticalis-Schrauben, die den Frakturspalt nicht tangierten. Der fünfte Lendenwirbelkörper wurde durch einen auf dem Sakrum fixierten Kugelaufbau aus Hartholz simuliert.

Bei der anderen Präparatart handelte es sich um drei (n=3) formalinfixierte und anschließend kältekonservierte menschliche Beckenpräparate aus Körperspenden mit vorliegender Einwilligung des Spenders. Die Präparate wurden direkt nach ihrer

---

<sup>1</sup> Fa. Synbone, Bettlach (Schweiz), ArtNr. 4060

Entnahme von umgebenden Weichteilen weitestgehend freipräpariert. Die Lig. sacroiliacale anteriora, interossea et posteriora, sowie das Lig. Sacrotuberale und Lig. Sacrospinale wurden vollständig belassen und die Lendenwirbel L4 und L5 nach durchgeführter Knochendichtemessung (siehe Kapitel 3.2) vollständig abgesetzt. Sofort im Anschluss an die Präparation wurden die Becken bei  $-32\text{ }^{\circ}\text{C}$  kryokonserviert und bis zum Versuchstag gelagert. Vor Versuchsbeginn wurden sie jeweils bei Zimmertemperatur über eine Zeit von sechs Stunden aufgetaut. Währenddessen wurden sie zum Schutz vor dem Austrocknen regelmäßig mit 0,9% NaCl-Lösung besprüht. Es standen drei weibliche Becken zur Verfügung. Der Altersdurchschnitt der Beckenspender zum Zeitpunkt des Todes lag bei 83,7 Jahren, das durchschnittliche Gewicht betrug 70,7 kg und die durchschnittliche Größe betrug 167,7 cm. Die Spender waren nach den Sektionsunterlagen vor ihrem Tod nicht über längere Zeit immobilisiert gewesen (siehe Tab.1).

Becken-Nr.	Geschlecht [m/w]	Alter [Jahre]	Gewicht [kg]	Größe [cm]	Abstand ASIS-ASIS [mm]
A1	w	90	74	171	255
A2	w	80	72	167	260
A3	w	81	66	165	250
Mittelwert		83,7	70,7	167,7	255,0
StdAbw		5,5	4,2	3,1	5,0

**Tab.1: Geschlechts-, Alters-, Gewichts- und Größenangaben der Beckenpräparate. ASIS-ASIS gibt den Abstand der beiden Spinae iliacae anteriores superiores an und gibt Aufschluss über die Größe des Beckens.**

## 3.2 Knochendichtemessung

Vor den biomechanischen Versuchen wurden alle anatomischen Präparatebecken mit anhaftenden Wirbelkörpern L4 und L5 einer Knochendichtemessung unterzogen. Diese erfolgte an einem Osteodensimetrieplatz<sup>2</sup> mit linearer Röntgenstrahlung und digitaler Steuerung. Die Abweichung der Knochendichtemessung wird vom Hersteller als kleiner 1% angegeben.

Zunächst wurde der Messplatz mit einem zugehörigen Wirbelsäulenphantom (T4 bis L4) kalibriert. Die Kalibrierung wurde der vom Gerät vorgegebenen Qualitätssicherung unterzogen.

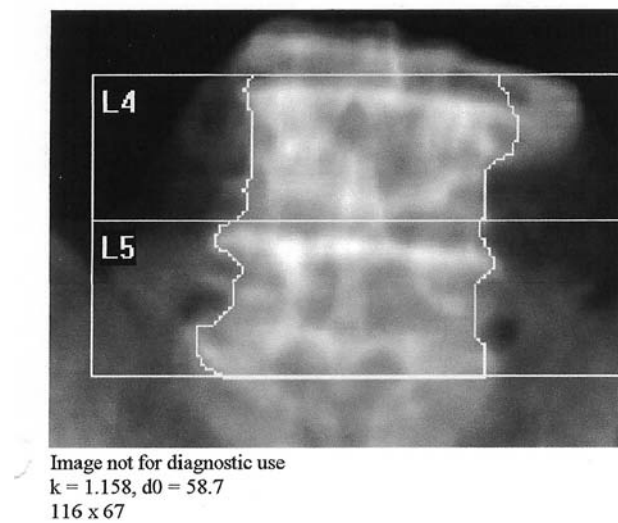
Anschließend wurde das zu untersuchende anatomische Präparatebecken durch röntgennegative Lagerungshilfen so ausgerichtet, dass eine aus beiden Spinae iliacae anteriores superiores und der Symphysis pubica gebildete Ebene parallel zur Unterlage verlief. Diese Position entsprach der physiologischen Kippung des Beckens im Liegen.



**Abb.15: Osteodensimetriemessplatz Hologic Discovery W**

---

<sup>2</sup> Fa. Hologic, Bedford (USA), Discovery W



**Abb.16: Osteodensimetrie eines Kadaverbeckens mit anhaftendem Wirbelkörper L4 und L5**

Die zugehörige Software bestimmt die Knochendichte im Vergleich zum Phantom. Manuell wurde bei jedem anatomischen Präparatebecken nach einem Vorscan die Konturen von LWK 4 und 5 als Messregion eingestellt.

Danach erfolgte der Meßscan und die erhaltenen Messergebnisse wurden von der Software in einen Knochendichteindex (BMD) der Einheit  $\text{g}/\text{cm}^2$  transformiert.

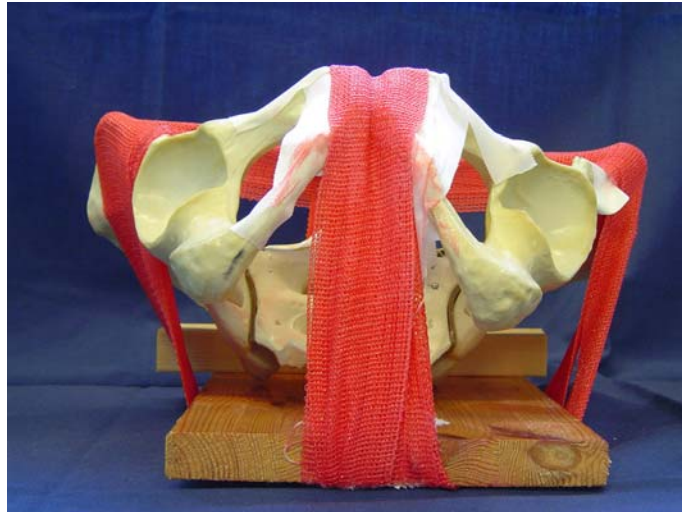
### 3.3 Untersuchung der Auszugkraft

Nach Abschluss der biomechanischen Messungen wurden an allen anatomischen Beckenpräparaten sowie exemplarisch an einem Kunststoffbecken<sup>3</sup> die Auszugkraft einer 3,5 mm Titan – Kleinfragmentschraube gemessen.

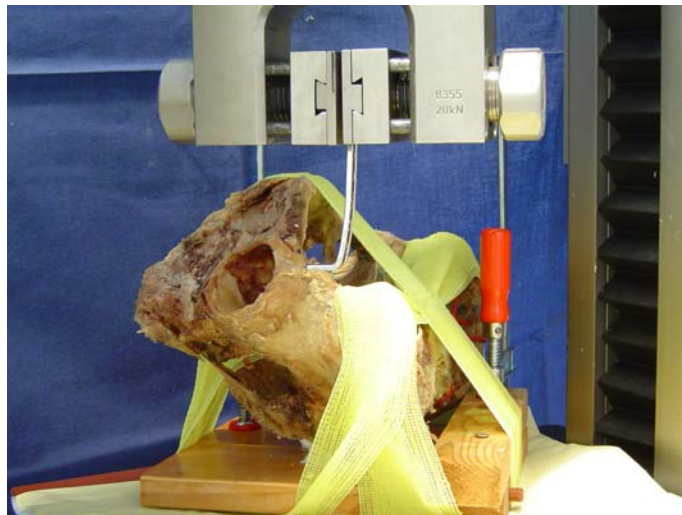
Hierzu wurde zunächst eine Grundplatte aus Hartholz angefertigt, auf welcher die Becken durch Unterlegen von passenden Hartholzblöcken spielfrei gelagert und mit Scotchcast® sicher fixiert wurden.

---

<sup>3</sup> Fa. Synbone, Bettlach (Schweiz), ArtNr. 4060



**Abb.17: Fixierung der Becken zur Messung der Auszugkraft**



**Abb.18: Versuchsanordnung zur Messung der Auszugkraft**

Die Schraube wurde lotgerecht durch ein umgebogenes Plattenloch einer schmale 4,5er 10-Loch DC-Platte<sup>4</sup> eingebracht und die Platte im Kraftaufnehmer der Prüfmaschine befestigt.

---

<sup>4</sup> Fa. Synthes, Bettlach (Schweiz), 248.100

Es wurden an jedem Becken (drei anatomische und ein Kunststoffmodell) an drei definierten Messpunkten die Auszugskraft gemessen:

1. Spina iliaca anterior inferior (SIAI)
2. Supraacetabulär (SUPRA)
3. Pedikel S1 von ventral (SACRP1)

Alle 3 Messpunkte waren im Versuchsaufbau lotrecht zu erreichen. Zur Messung wurde, wie auch in den biomechanischen Messungen, die Universal-Materialprüfmaschine (siehe Kapitel 3.7.2) eingesetzt. Softwaremäßig wurde der Versuchsablauf angepasst.

Die maximale Kraft wurde unter Berücksichtigung der biomechanischen Ergebnisse auf 800 N begrenzt. Die Vorkraft zu Beginn des Versuchsablaufes wurde auf 0 N festgelegt, die Kraftänderung betrug 5 N/s. Es wurde unmittelbar ein Zyklus zur Bestimmung der Auszugskraft von 0 – 800 N gefahren. Setzzyklen wurden nicht vorangestellt.

### 3.4 Frakturmodell

Als Frakturmodell wurde eine Beckenringinstabilität des Typs C1 nach Tile gewählt. Diese stellt eine unilaterale, translatorische Instabilität einer Beckenhälfte dar. Die Simulation erfolgte zu Beginn an Kunststoffbecken<sup>5</sup>. Weitere Versuche erfolgten unter Verwendung eines vollständigen menschlichen Beckenrings.

Die Beckeninstabilität besteht im dorsalen Anteil aus einer transforaminalen Sakrumfraktur. Die Osteotomie erfolgte hierbei anhand einer standardisierten Sägeschablone durch die Foramenmitte, da an den Nativpräparaten durch die Größe der Foramen Abweichungen der Osteotomieebene auftreten können. Die Osteotomie wurde mit einer oszillierenden Säge durchgeführt. Die Schnittflächen wiesen hierbei eine glatte Oberfläche auf, die im Vergleich zur in vivo Situation eine ungünstigere Rahmenbedingung darstellen. Hypothetisch treten durch die sonst unregelmäßigen Oberflächen Verzahnungen auf, die zusätzliche Stabilität gewähren.

---

<sup>5</sup> Fa. Synbone, Bettlach (Schweiz), ArtNr. 4060

Den ventralen Anteil der Beckenringinstabilität stellt eine Symphysenruptur dar. Die Durchtrennung der Symphyse erfolgte mittels eines Skalpells. Nach einer anatomischen Reposition erfolgte die Stabilisierung durch eine von kranial befestigte 4-Loch-AO-DC-Platte (siehe Abb. 19). Hierzu wurden pro Schambeinast jeweils zwei 4,5-mm Kortikalisschrauben verwendet. Nach Anpassung der Platte wurden die Schrauben mit größtmöglichem Knochenkontakt parallel zu Symphyse unter DC-Wirkung der Platte eingebracht.



**Abb.19: 4,5 mm Kortikalisschraube und 4-Loch-AO-DC-Platte<sup>6</sup> zur Versorgung der Symphyse**

---

<sup>6</sup> Fa. Synthes, Bettlach (Schweiz)



## 3.5 Implantate

Drei Implantate wurden biomechanisch getestet:

1. Kleinfragmentplatte
2. Transiliosakrale Zugschrauben
3. Winkelstabile Kleinfragmentplatte

### 3.5.1 Operationstechnisches Vorgehen zur Einbringung der Implantate

#### 3.5.1.1 Transiliosakrale Zugschrauben

Zwei 6,5 mm AO – Schrauben mit 32 mm Gewinde wurden als Transiliosakrale Zugschrauben verwendet. (siehe Abb. 20)



Abb.20: 6,5 mm AO-Schrauben mit 32 mm Gewinde<sup>7</sup>

---

<sup>7</sup> Fa. Synthes, Bettlach (Schweiz)

Vor dem Einbringen der Implantate wurde die Fraktur reponiert und zeitweilig mit der Repositionszange mit Spitzen fixiert. Zuerst erfolgte eine Bohrung von 3,2 mm Durchmesser durch die Lateralseite des Os ilium transpedikulär in den Sakrumkörper S1. Hierzu wurde zur genaueren Positionierung des Bohrkanals ein handelsübliches Zielgerät benutzt. Entlang des Bohrkanals erfolgte die Schraubeneinlage.

Die 6,5 - mm – Spongiosazugschrauben wurde dabei so ausgewählt, dass der 32 mm lange Gewindeanteil sicher jenseits der Fraktur im Körper des Os sakrum positioniert waren. Unterlegscheiben unter den Schraubenköpfen verhinderten das Einsinken der Köpfe in den Knochen.

In gleicher Vorgehensweise wurde eine zweite Spongiosazugschraube ebenfalls in den ersten Sakralkörper eingebracht. Die Schraubenlage wurde abschließend visuell kontrolliert.

### 3.5.1.2 Kleinfragmentplatte

Bei der Kleinfragmentplatte handelt es sich um eine spezielle 4 – Loch – Platte<sup>8</sup> mit zweiflügeligem Design (siehe Abb. 21) plus einer distal angebrachten 2 Loch 1/3 Rohrplatte (siehe Abb. 22).



**Abb.21: nicht winkelstabile 4-Loch-Kleinfragmentplatte mit 3,5 mm Corticalis – Schraube aus Stahl**

---

<sup>8</sup> Fa. Synthes, Bettlach (Schweiz)



Abb.22: 2 Loch 1/3 Rohrplatte<sup>9</sup> mit 3,5 mm Corticalis – Schraube aus Stahl

Die Kleinfragmentplatte wurde von dorsal her über dem Frakturspalt positioniert und in Höhe des Sakrumkörpers S1 dem Sakrum angeformt. Gelegentlich musste dabei ein Knochenfortsatz im Bereich des Processus articularis superior mit der Zange nach Luer geglättet werden, um eine ausreichende Auflagefläche zu schaffen.

Die Kleinfragmentplatte erlaubt das Einbringen von jeweils zwei 3,5 mm Corticalis – Kleinfragmentschrauben aus Stahl lateral des Frakturspaltes in die Ala sakralis und medial des Frakturspaltes durch den S1 – Pedikel bis zur Kortikalis des Promontoriums. Vor Einlage der Kleinfragmentschrauben erfolgte eine Vorbohrung mit einem Durchmesser von 2,8 mm. Die Schrauben wurden so positioniert, dass sie die Kortikalis um  $1\frac{1}{2}$  Gewindelängen perforierten, um einen optimalen Schraubenhalt zu gewährleisten.

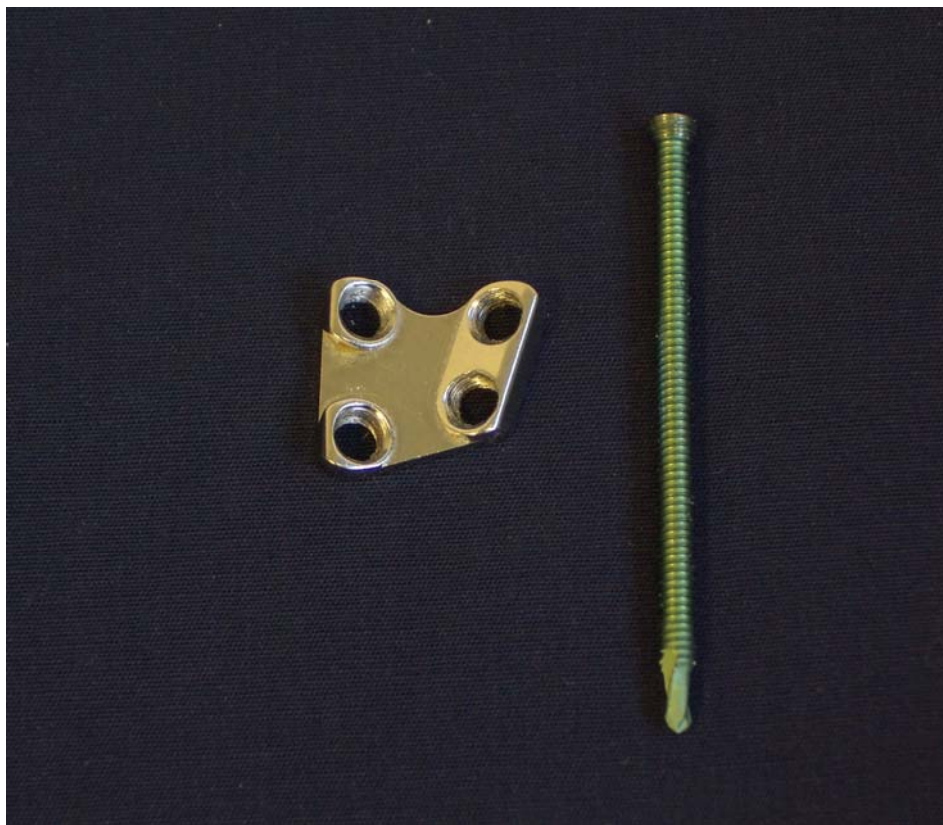
Die distale 2 – Loch 1/3 Rohrplatte wurde über dem Frakturspalt in Höhe S3 oder S4 positioniert und mittels zweier Kleinfragmentschrauben fixiert. Die unterschiedliche Höhe der distalen Platte erklärt sich hierbei durch die variierende Knochenbeschaffenheit im anatomischen Modell.

---

<sup>9</sup> Fa. Synthes, Bettlach (Schweiz)

### 3.5.1.3 Winkelstabile Kleinfragmentplatte

Die Winkelstabile Kleinfragmentplatte <sup>10</sup> (siehe Abb. 23) stellte eine Weiterentwicklung der oben beschriebenen, nicht winkelstabilen Kleinfragmentplatte dar und wurde ebenfalls mit einer zusätzlich distal angebrachten 2 – Loch 1/3 Rohrplatte (siehe Abb. 22) implantiert. Das winkelstabile Implantat wies ein zweiflügeliges Design auf und wurde mittels vier LCP - Schrauben über dem Frakturspalt fixiert.



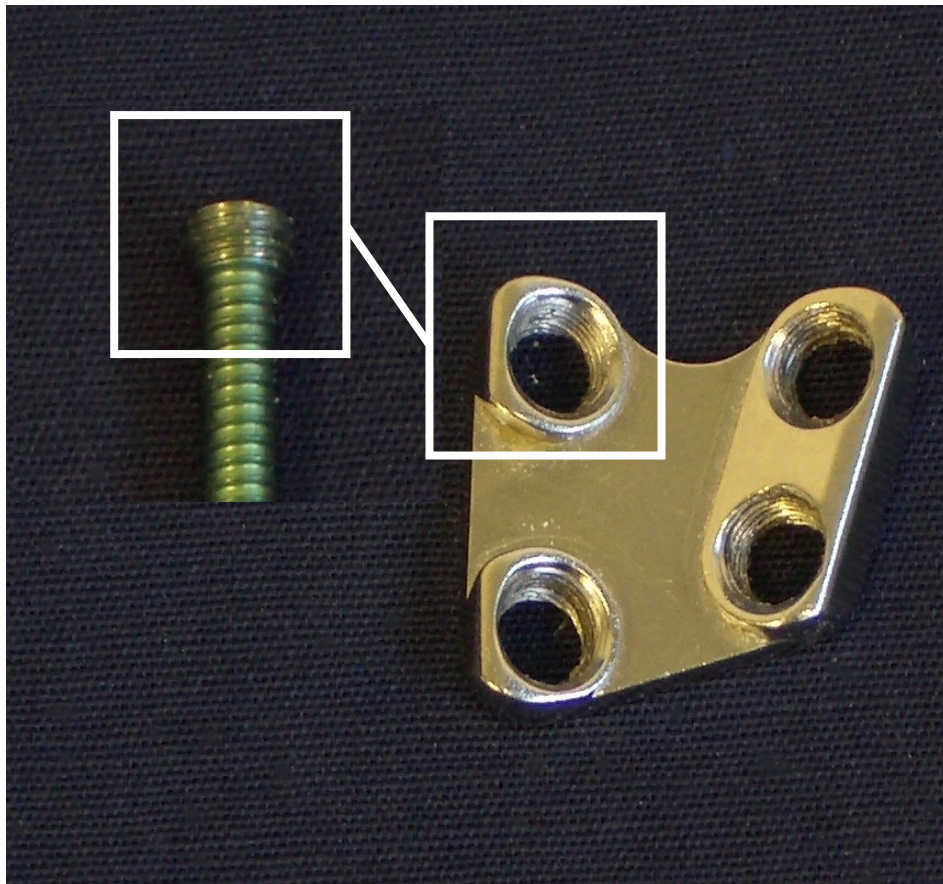
**Abb.23: Winkelstabile 4–Loch–Kleinfragmentplatte mit 3,5 mm winklestabiler LCP - Schraube aus Titan**

Die Winkelstabilität wurde durch in die Kleinfragmentplatte eingelassene Gewinde erreicht, in denen die LCP – Schrauben durch Kopfverriegelung fixiert wurden (siehe Abb. 24).

---

<sup>10</sup> Fa. Synthes, Bettlach (Schweiz)





**Abb.24: Winkelstabile 4-Loch-Kleinfragmentplatte mit 2,8mm Gewinde und 3,5 mm winkelstabile Kleinfragmentschraube aus Titan mit Gegengewinde**

Die durch die Winkelstabilität vorgegebene Schraubenrichtung war speziell an die anatomischen Gegebenheiten des Os sakrum angepasst, um somit eine optimale Lage der Kleinfragmentschrauben im Knochen anzustreben.

Die craniale Ausbuchtung zwischen dem lateralen und medialen Flügel wurde leichtgradig erweitert, so dass im Vergleich zum nicht winkelstabilen Implantat eine bessere Anformung an den Processus articularis superior möglich war.

Das Einbringen des Implantates wurde analog zur Fixationstechnik der nicht winkelstabilen Kleinfragmentplatte durchgeführt.

Es erfolgte die dorsale Positionierung über dem Frakturspalt in Höhe des Sakrumkörpers S1. Zur Verbesserung der Auflagefläche wurden osteophytäre Anlagerungen und Teile des Processus articularis superior mit der Zange nach Luer geglättet. Über eine in das Schraubengewinde des Implantates eingeschraubte

Bohrhülse (siehe Abb. 25) wurde ein Bohrkanal mit 2,8 mm Durchmesser geschaffen.



**Abb.25: Winkelstabile 4-Loch-Kleinfragmentplatte mit 2,8 mm Bohrhülse**

Zwei spezielle 3,5 mm winkelstabile Kleinfragmentschrauben aus Titan wurden lateral des Frakturspaltes in die Ala sakralis und zwei weitere medial des Frakturspaltes in den S1 – Pedikel eingebracht. Die LCP – Schrauben verriegelten sich durch ein vorgegebenes Drehmoment in der Platte.

Eine 2 – Loch 1/3 Rohrplatte wurde distal über dem Frakturspalt in Höhe S3 oder S4 positioniert und mittels zweier Kleinfragmentschrauben fixiert.

## 3.6 Messsystem und Messaufnahme

### 3.6.1 Messsystem

Zur dreidimensionalen Messung der Verschieblichkeit im Frakturspalt wurde der 3D Motion Analyzer<sup>11</sup> benutzt (siehe Abb. 26). Hierbei handelt es sich um ein ultraschallbasiertes System zur dreidimensionalen Echtzeit-Bewegungsanalyse mittels eines Sensorpaares, bestehend aus einer Ultraschallquelle (Sender) und einem Ultraschallempfänger (Mikrofon).

Die zum System gehörenden magnetischen Sensorhalter wurden über Schanz'sche Schrauben fest im Knochen verankert.

Über das Sensorpaar wurden Bewegungen in drei Translationsachsen (X, Y, Z) und drei Rotationsachsen (Winkel  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) aufgezeichnet. Das Sensorpaar wurde mittels einer parallelen Schnittstelle mit einem IBM-kompatiblen Personalcomputer verbunden. Eine speziell für die Messung programmierte Software<sup>12</sup> errechnete die Raumorientierung des Sensorpaares, wobei nach initialer Kalibrierung des Messsystems auf den Präparaten der Anzahl und Lage nach frei wählbare Messpunkte definiert werden konnten.

Die einstellbare Messrate wurde mit 5 kHz gewählt.

Das Auflösungsvermögen des Messsystems wird vom Hersteller mit 0,1 mm Translation und 0,1° Rotation angegeben. In Voruntersuchungen konnten die Messungen in Echtzeit und die Messgenauigkeit mit Hilfe von Kreuztischmessungen bestätigt werden.

---

<sup>11</sup> Fa. Zebris, Isny, CMS70P

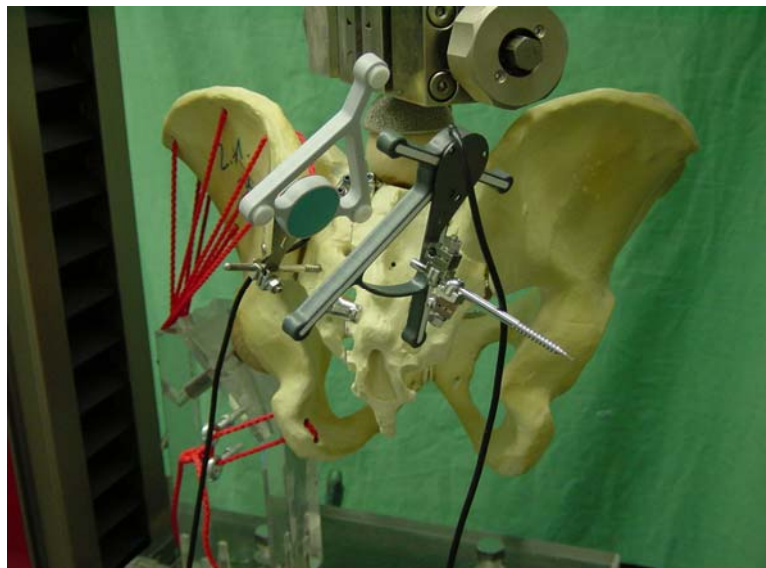
<sup>12</sup> Fa. Zebris, Isny, WinBiomechanics v0.1.9





**Abb.26: Messsystem mit einem Sensorpaar**

Zwischen den Sensorpaaren war ein Abstand von 20 – 150 mm einzuhalten. Das Feld zwischen den Sensoren musste frei bleiben. Als geeignete Position zur Befestigung des Sensorpaares stellte sich in Vorversuchen die Crista sacralis lateralis heraus, in welcher die Schanz'schen Schrauben fest im Os sakrum eingebracht werden konnten.



**Abb.27: Dorsalsicht auf das Sensorpaar**

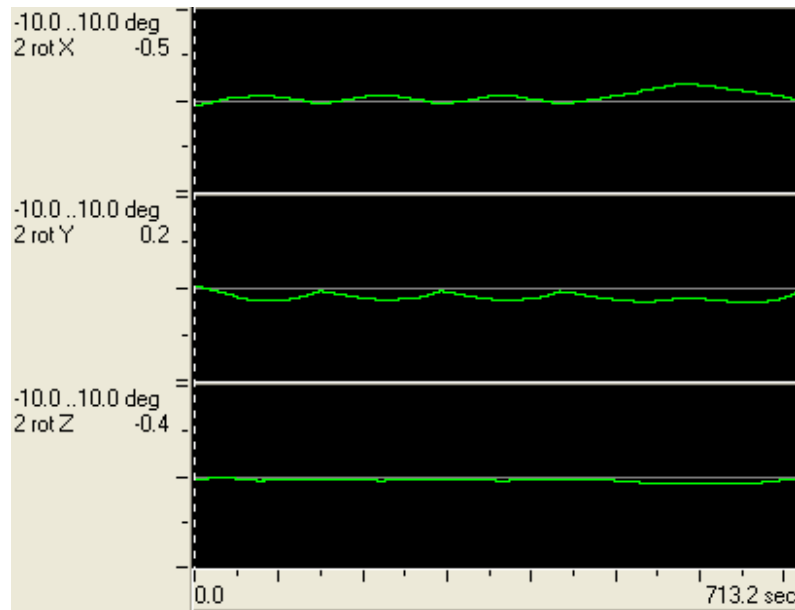


Abb.28: Bildschirmausschnitt des ultraschallbasierten Messsystems

### 3.6.2 Koordinatensystem

Zu Beginn eines jeden Versuches wurde nach Einrichtung des Beckens in der Horizontalebene durch Kalibrierungsmessungen ein dreidimensionales Koordinatensystem festgelegt. Hierzu wurde eine definierte Schablone benutzt.

Der Nullpunkt wurde im Zentrum des S 1 – Pedikels in der Frakturebene definiert.

Die positive X – Achse verlief durch das Foramen S1 hindurch nach dorsal, die negative X – Achse in Richtung auf die Symphyse zu.

Die positive Y – Achse lag vom lateralen zum medialen Fragment, senkrecht zur Frakturebene.

Die positive Z – Achse verlief vom Nullpunkt entlang der Fraktur nach cranial, die negative Z – Achse entlang des Frakturspaltes nach distal.

In der Rotationsachse Winkel  $\alpha$  erfolgten Drehungen um die Translationsachse X. Eine Drehung in positiver Richtung ( $+\alpha$ ) bedeutet hierbei eine Bewegung von der positiven Y - Achse zur positiven Z – Achse. Eine Rotation in negativer Richtung ( $-\alpha$ ) stellt eine Drehung in die entgegengesetzte Richtung dar, dementsprechend von der positiven Z – Achse zur positiven Y – Achse.

In der Rotationsachse Winkel  $\beta$  fand eine Drehung um die Translationsachse Y statt. Eine Rotation in positiver Richtung ( $+\beta$ ) bedeutet eine Drehung von der positiven Z – Achse zur positiven X – Achse. Eine Rotation in negativer Richtung ( $-\beta$ ) beschreibt eine Drehung von der positiven X - Achse zur positiven Z – Achse, also in entgegengesetzter Richtung.

In der Rotationsachse Winkel  $\gamma$  fand eine Drehung um die Translationsachse Z statt. In positiver Richtung ( $+\gamma$ ) erfolgte hierbei eine Drehung von der positiven X – Achse zur positiven Y – Achse. Eine Rotation in negativer Richtung ( $-\gamma$ ) bedeutet eine entgegengesetzte Drehung (siehe Abb. 29).

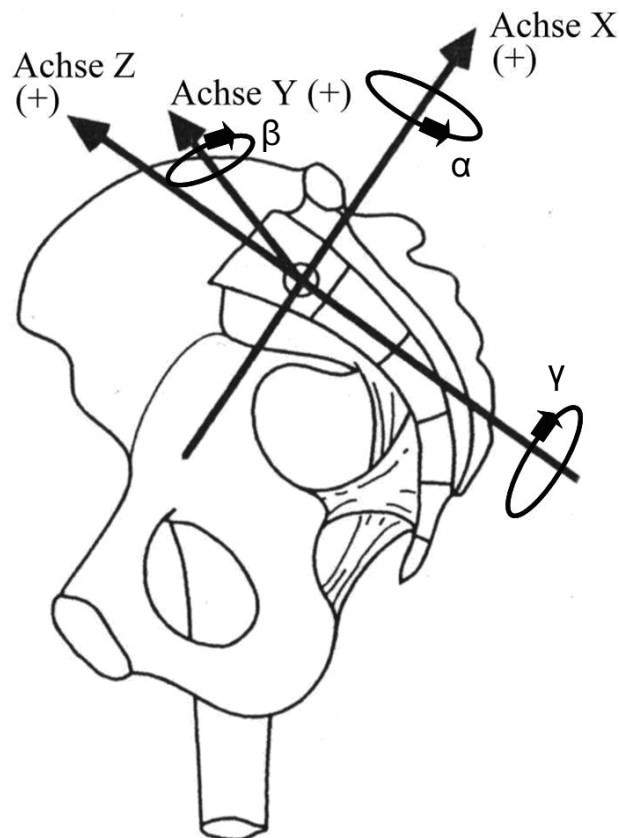


Abb.29: Koordinatensystem mit Translations- und Rotationsachsen

### 3.6.3 Kalibrierung

Zu Beginn wurden die Messsensoren fest am Sakrum fixiert, wobei der Sender am fixen lateralen Segment und der Empfänger (Mikrofon) am mobilen medialen Segment befestigt waren. In dieser Position wurde eine Kalibrierung des Systems durchgeführt. In Relation zum weiterhin fixen Empfänger konnten nun mit dem Sender verschiedene Punkte am Sakrum angezeigt werden. Dazu wurde ein zum System gehörender Taststift mit definierter Länge benutzt. Mit den ersten beiden angezeigten Punkten definiert man die Y-Achse. Ausgehend vom dritten angezeigten Punkt projiziert sich die X-Achse senkrecht auf die bereits festgelegte Y-Achse. Die Z-Achse ergibt sich somit automatisch senkrecht zu den beiden Achsen.

Weiterhin konnten beliebig viele Punkte zur weiteren Analyse der Bewegungen angezeigt werden. Hierbei ließen sich statische Punkte auf dem fixen lateralen Segment und bewegliche Punkte am mobilen lateralen Segment unterscheiden.

## 3.7 Versuchsaufbau

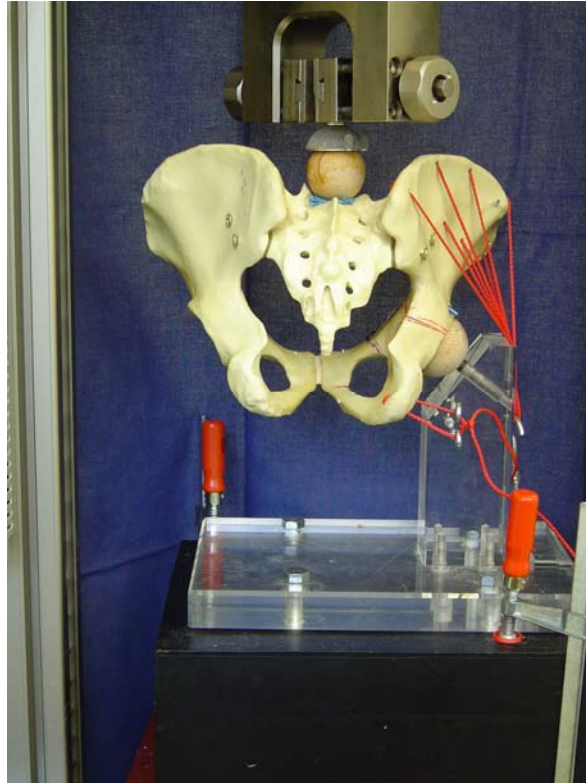
### 3.7.1 Versuchsmodell und Justierung

Für die Testanordnung wurde das Modell des Einbeinstandes mit physiologischer Belastung im aufrechten Stand gewählt (81). Somit wurde versucht, eine unkontrollierbare Lastverteilung über die nicht betroffene Beckenhälfte zu vermeiden. Zur Krafteinleitung wurde auf den Wirbelkörper S1 eine Andruckkugel aus Hartholz mit Einschraubgewinde montiert und diese formschlüssig in eine am Kraftaufnehmer angebrachte handelsübliche Endoprothesenpfanne eingebracht. Hierdurch war eine abrutschsichere Krafteinleitung bei großer Bewegungsfreiheit möglich, die sich in den Vorversuchen gegen die Alternative einer Andruckplatte durchsetzte. Die Lastmessung erfolgte über eine in der Prüfmaschine eingebaute Kraftmessdose. Die Messgenauigkeit beträgt  $\pm 0,1$  N.

Der gesamte Versuchsaufbau wurde über eine Grundplatte fest mit dem Rahmen der Prüfmaschine verbunden. Das linke Bein wurde durch einen fest mit der Grundplatte verbundenen Ständer aus Plexiglas® simuliert, auf welchem eine dem jeweiligen Acetabulum formschlüssig angepasste Hartholzkugel spielfrei über einen Karbonschaft befestigt wurde. Sie diente in einem simulierten Schenkelhalswinkel von  $140^\circ$  der Lastaufnahme.

Die Simulation der relevanten Muskelzüge erfolgte über hochfeste Nylonschnüre, wobei in vivo besonders die Hüftabduktoren und kleinen Außenrotatoren das Hüftgelenk stabilisieren. Die Nylonschnüre inserierten gemeinsam an einem Punkt, der der Position des Trochanter major nachempfunden wurde. Über ein an der Grundplatte befestigtes Spannschloss konnte über die Muskelzüge eine Feinjustierung des Versuchsaufbaus erfolgen. Durch Einkerbungen am Umlenkpunkt der Muskelzüge wurde ein Abrutschen während der Belastung verhindert. Gegen eine Verkippung des Beckens in der Sagittalebene und nach ventral wurde zusätzlich eine Nylonschnur in der Verlaufsrichtung des M. quadratus femoris (Tuber

ischiadicum – Crista intertrochanterica) dorsal am Plexiglasständer befestigt (siehe Abb. 30).



**Abb.30: Die Simulation der Muskelzüge erfolgte über hochfeste Nylonschnüre, die gemeinsam an einer dem Trochanter major nachempfundenen Position inserieren. Eine zusätzliche Nylonschnur diente der Simulation des M. quadratus femoris.**

Die Ausrichtung des Beckenrings erfolgte unter physiologischen Gesichtspunkten mit 40° Neigung in der Frontalebene und horizontaler Ausrichtung der Beckenkämme, wodurch die Ebene definiert durch die beiden Spinae iliacae anteriores superiores und dem kranio-ventralen Anteil der Symphyse senkrecht zur Grundplatte steht. Die Feinjustierung ermöglicht dann das bereits angesprochene Spansschloss.

### 3.7.2 Prüfmaschine

Die Becken wurden in einer digital gesteuerten Universal – Materialprüfmaschine<sup>13</sup> axialen Belastungen ausgesetzt (siehe Abb. 31). Die Kräfteinleitung erfolgte von distal über den Ständer in das Becken. In der Messdose über dem Wirbelkörper S1 erfolgte die Messung der jeweils aufgebracht Kräfte. Die Messdose arbeitete nach Herstellerangaben mit einer Genauigkeit von  $\pm 0,1$  N.

Die Prüfmaschine wurde über eine eigene Software<sup>14</sup> durch einen angeschlossenen Computer digital gesteuert. Mit Hilfe der Software wurde ein Belastungsprogramm erstellt. Die Geschwindigkeit der Maschinentraverse wurde mit 1,5 mm/min als quasi statisch eingestellt.



**Abb.31: Versuchsaufbau und Messplatz mit angeschlossenen Computern.**

<sup>13</sup> Fa. Zwick, Ulm/Einsingen; Universal – Materialprüfmaschine Nr. 144503

<sup>14</sup> Fa. Zwick, Ulm/Einsingen, testXpert V8.1

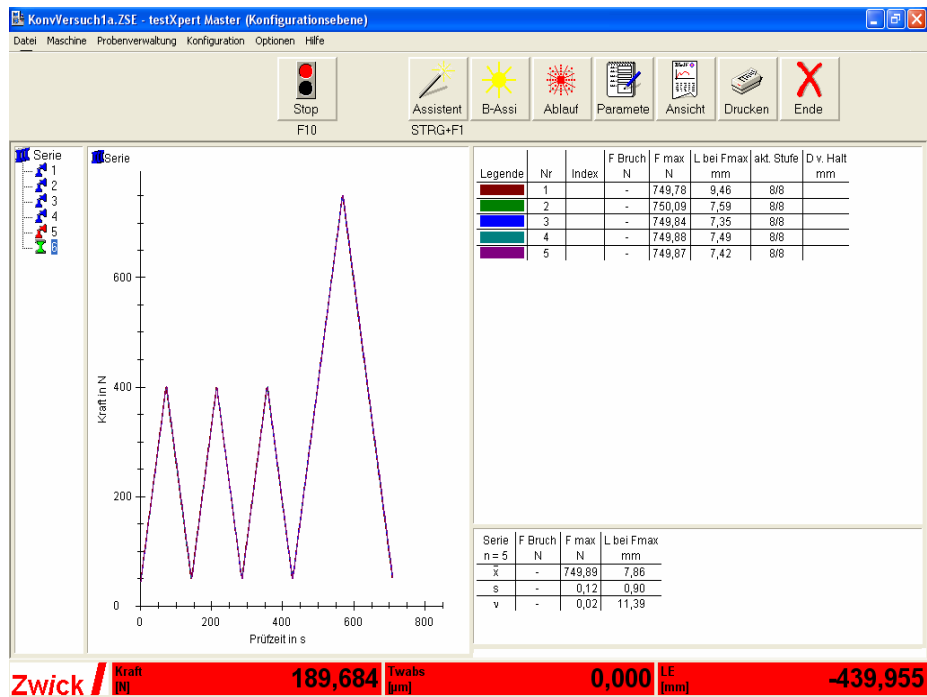


Abb.32: Bildschirmausschnitt der Universal – Materialprüfmaschine.

### 3.8 Versuchsplan

Die drei untersuchten Osteosynthesen wurden an jedem Einzelbecken in alternierender Reihenfolge getestet. Im Kunststoffmodell wurde jede Osteosynthese im Wechsel zweimal an erster, zweiter und dritter Position verwandt.

Zu Beginn des Versuches wurden drei Setzzyklen mit jeweils 400 N durchlaufen. Im Anschluss folgte der Hauptbelastungszyklus mit einer Kraft von 800 N (siehe Abb. 33). Bei Versagen der Osteosynthese wurde der Versuch früher abgebrochen.





**Abb.33: Versuchsablauf mit Belastungsschema für die Kunststoffmodelle**

Im anatomischen Präparatmodell wurden die Grundzüge des Versuchsablaufs beibehalten. Es erfolgte wegen der deutlich geringeren Knochenqualität lediglich eine Reduktion der axial aufgetragenen Kraft in den Setzzyklen auf 150 N und im Hauptbelastungszyklus auf 200 N.

### 3.9 Datenverarbeitung und statistische Analyse

Die Rohdaten der Einzelversuche wurden zunächst im ASCII – Format auf einem Massenspeicher zwischengespeichert. Zur weiteren Analyse erfolgte eine Übernahme der Daten in das Statistikprogramm Sigma Stat<sup>15</sup> auf einem Apple Macintosh Computersystem.

Anhand dieser Daten wurde für jeden Versuch ein Last – Weg – Diagramm erstellt und die einzelnen Bewegungen in Relation zur aufgetragenen Axialkraft betrachtet. Erfasst wurden hierbei drei Translations – und drei Rotationsbewegungen. Als Messpunkt der Bewegungen diente das Pedikelzentrum des ersten Sakralwirbels. Er gilt als wesentlicher Stabilisator des Os sakrum und damit des dorsalen Beckenrings (36).

Die statistische Aufarbeitung der Ergebnisse erfolgte anhand einer zweifaktoriellen Varianzanalyse mit nachfolgendem post hoc Test nach Scheffé.

<sup>15</sup> Fa. SPSS, Chicago (USA)

Die Belastungsgrenze der einzelnen Osteosynthesen wurde anhand der Dislokation entlang der Translationsachsen bestimmt. Bei der Ergebnisbewertung von 75 Patienten nach operativer Versorgung einer instabilen Sakrumfraktur wertete Routt eine verbleibende Dislokation von  $<1$  cm in jeder Richtung als akzeptables Endergebnis (91). Die Belastungsgrenze wurde analog dazu als Dislokation von mehr als  $\pm 1$  cm entlang einer der Translationsachsen definiert.

In allen Zyklen der Einzelversuche lässt sich ein Setzeffekt der Osteosynthesen erkennen. Mit steigender Anzahl der Zyklen lässt dieser jedoch nach und es entstehen elastische Verhältnisse. Der letzte Zyklus eines Einzelversuchs, entsprechend 800 N, wurde durch eine Regressionsanalyse auf Linearität geprüft. Die Steigung des linearen Zyklus gab das Elastizitätsverhalten des Implantates an. Somit wurden Vergleiche des Elastizitätsverhaltens der Einzelimplantate innerhalb eines Präparatmodells, Kunststoff - bzw. anatomisches Präparat, möglich. Die statistische Analyse erfolgte hierzu ebenfalls durch eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit anschließendem post hoc Test nach Scheffé.

Aufgrund der konstanten Geschwindigkeit der Traverse ließen sich weiterhin auch vergleichende Beobachtungen des Elastizitätsverhaltens der Einzelimplantate in den beiden eingesetzten Präparatmodellen machen. Zur weiteren statistischen Analyse wurde hierzu ebenfalls eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit nachfolgendem post hoc Test nach Scheffé eingesetzt.

Im Anschluss an den letzten durchlaufenden Zyklus trat eine bleibende, also plastische Verformung ein. Dieses bedeutet, dass nach Erreichen eines elastischen Zustandes nach den Setzzyklen der Ausgangszustand nicht wieder erreicht wurde und eine fortbestehende Verschiebung bzw. Rotation entlang aller Achsen auftrat. Das Ausmaß der plastischen Verformung bietet einen Anhalt für eine zu erwartende dauerhafte Verschiebung im klinischen Einsatz. Die statistische Analyse erfolgte auch in diesem Fall anhand einer zweifaktoriellen Varianzanalyse mit nachfolgendem post hoc Test nach Scheffé.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Ergebnisse der Knochendichtemessungen

Nach dem Meßscan wurden die erhaltenen Messergebnisse von der Software in einen Knochendichteindex (BMD) transformiert:

Becken-Nr.	Geschlecht [m/w]	Alter [Jahre]	BMD [g/cm <sup>2</sup> ]
A1	w	90	0,623
A2	w	80	0,527
A3	w	81	1,19
Mittelwert		83,67	0,78
StdAbw		5,51	0,36

**Tab.2: Knochendichte der untersuchten anatomischen Präparatbecken**

### 4.2 Ergebnisse der Vermessung der Kunststoffpräparate

Es wurden folgende Parameter erfasst (siehe Tabelle 3):

- Distantia cristarum
- Distantia spinarum
- Diameter spinarum post. sup.
- Diameter spinarum post. inf.
- Diameter transversa (Beckeneingangsebene)
- Conjugata anatomica
- Diameter transversa (Beckenausgangsebene)

Becken-Nr.	Beckenmaße Kunststoffmodelle Synbone Modell 4060						
	Dist.cristarum	Dist.spinarum	Diam.spin.post.sup.	Diam.spin.post.inf.	Diameter transversa (Beckeneingang)	Conj.anat.	Diameter transversa (Beckenausgang)
1	307	263	73	101	141	98	155
2	307	264	72	101	143	99	157
3	305	264	72	100	143	100	157
4	306	265	74	100	144	98	156
5	307	267	74	102	143	97	155
6	305	266	74	100	144	99	156
Mittelwert	306,2	264,8	73,2	100,7	143,0	98,5	156,0
Standardabweichung	1,0	1,5	1,0	0,8	1,1	1,0	0,9

**Tab.3: Beckenmaße der verwendeten Kunststoffmodelle Synbone Modell 4060**

### 4.3 Ergebnisse der Untersuchung der Auszugskraft

Die Auszugskraft wurde bestimmt durch Ausziehen einer 3,5/20 mm Titan-Kleinfragmentschraube über eine umgebogene und in der Kraftaufnahme der Materialprüfmaschine befestigte schmale 4,5er 10-Loch DC-Platte<sup>16</sup>.

Je Becken wurde die erforderliche Kraft an 3 definierten Positionen gemessen:

- Spina iliaca anterior inferior (SIAI)
- Supraacetabulär (SUPRA)
- Sakrum Pedikal S1 von ventral (SACRP1)

Neben den drei anatomischen Becken der biomechanischen Untersuchungen wurde zum Vergleich ein Kunststoffbecken<sup>17</sup> in gleicher Weise getestet.

<sup>16</sup> Fa Synthes, Bettlach (Schweiz), 248.100

<sup>17</sup> Fa. Synbone, Bettlach (Schweiz), ArtNr. 4060

	A 1	A 2	A 3	Synbone
SIAI	99,24	69,38	238,05	744,29
SUPRA	430,92	83,41	596,59	744,89
SACRP1	154,53	86,67	260,09	738,53
Mittelwert	228,23	79,82	364,91	742,57
Standardabw.	177,70	9,19	200,94	3,51

Tab.4: Gemessene Auszugskraft unterschieden nach Schraubenposition und Präparaten.

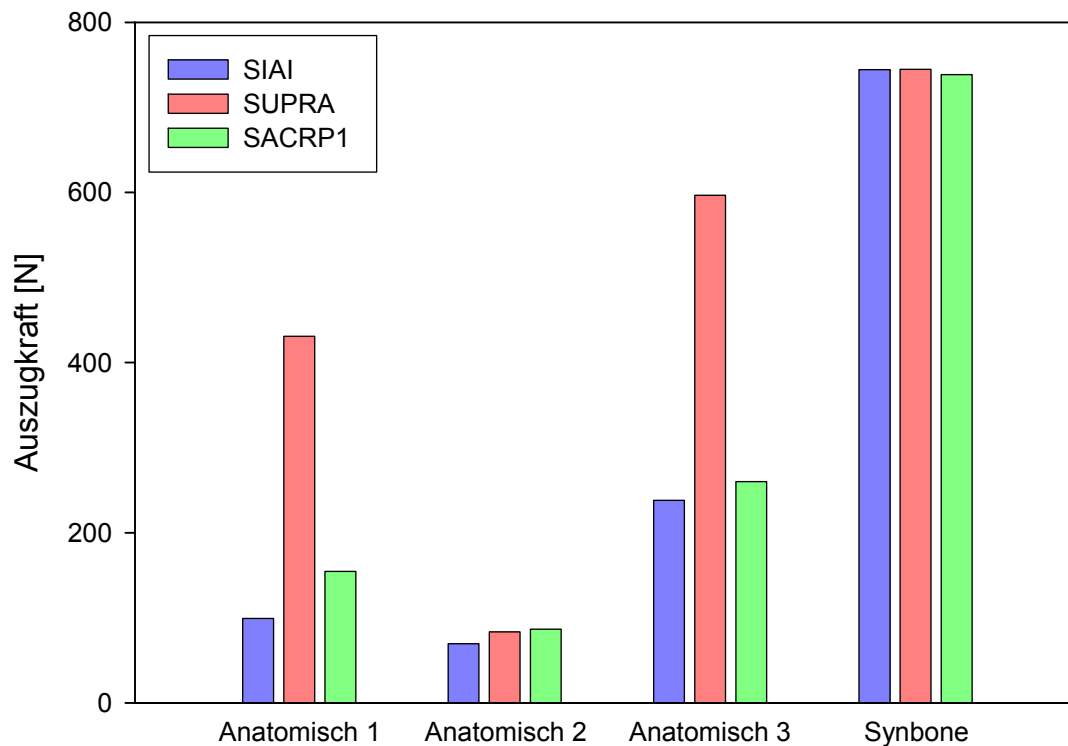


Abb.34: Messung der Auszugskraft unterschieden nach Schraubenposition (SIAI=Spina iliaca anterior inferior, SUPRA=Supraacetabulär, SACRP1=Sakrum Pedikel S1 von ventral) und Präparaten.

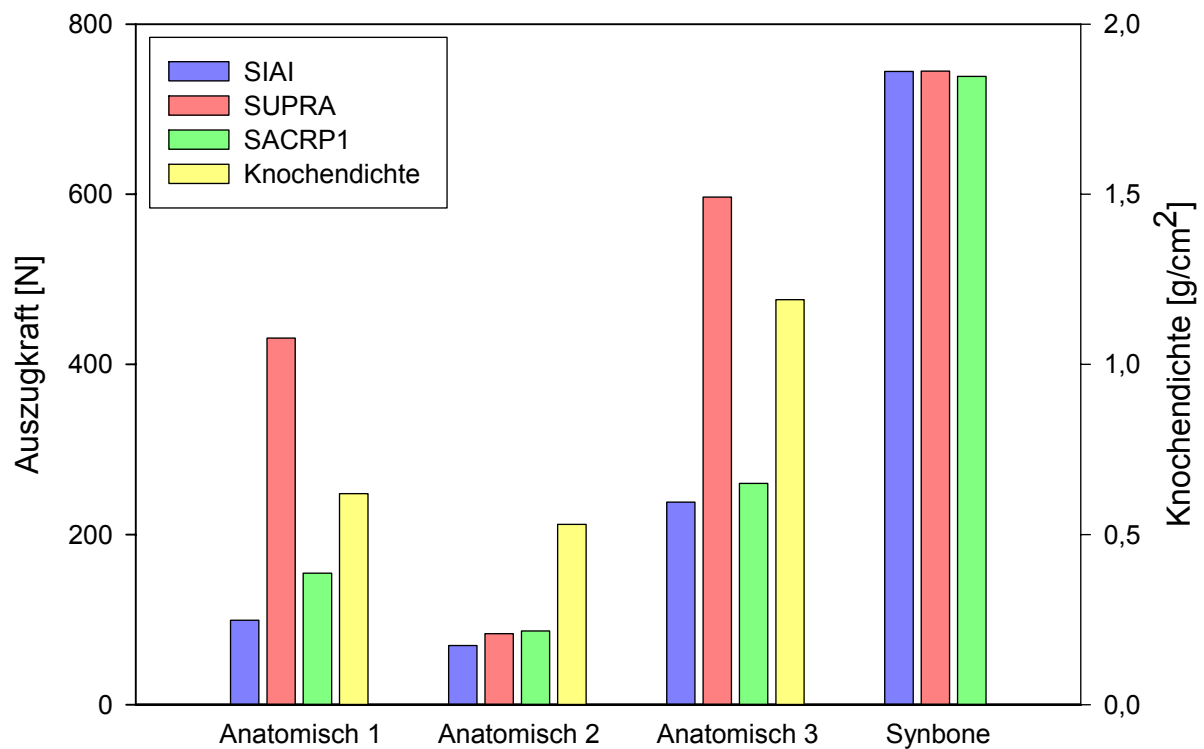
Es wurden Unterschiede der Auszugskraft sowohl der Becken untereinander als auch der einzelnen Auszugpositionen ermittelt.

Bei allen anatomischen Becken war bei supraacetabulärer Schraubenlage eine höhere Auszugskraft erforderlich, bei allen Becken war die Auszugskraft am Sakrum geringer als supraacetabulär.

Beim Kunststoffbecken resultierte durch die maximal programmierte Kraft des Versuchsablaufes (800N) nur am Sakrum ein Schraubenauszug.

## 4.4 Auszugskraft und Knochendichte

Becken mit einer hohen Knochendichte weisen höhere Werte für die Auszugskraft auf als Becken mit einer geringen Knochendichte (siehe Abb. 35).



**Abb.35: Auszugskraft nach Schraubenposition (SIAI=Spina iliaca anterior inferior, SUPRA=Supraacetabulär, SACRP1=Sakrum Pedikel S1 von ventral) und Knochendichte. Becken mit einer hohen Knochendichte weisen höhere Werte für die Auszugskraft auf.**

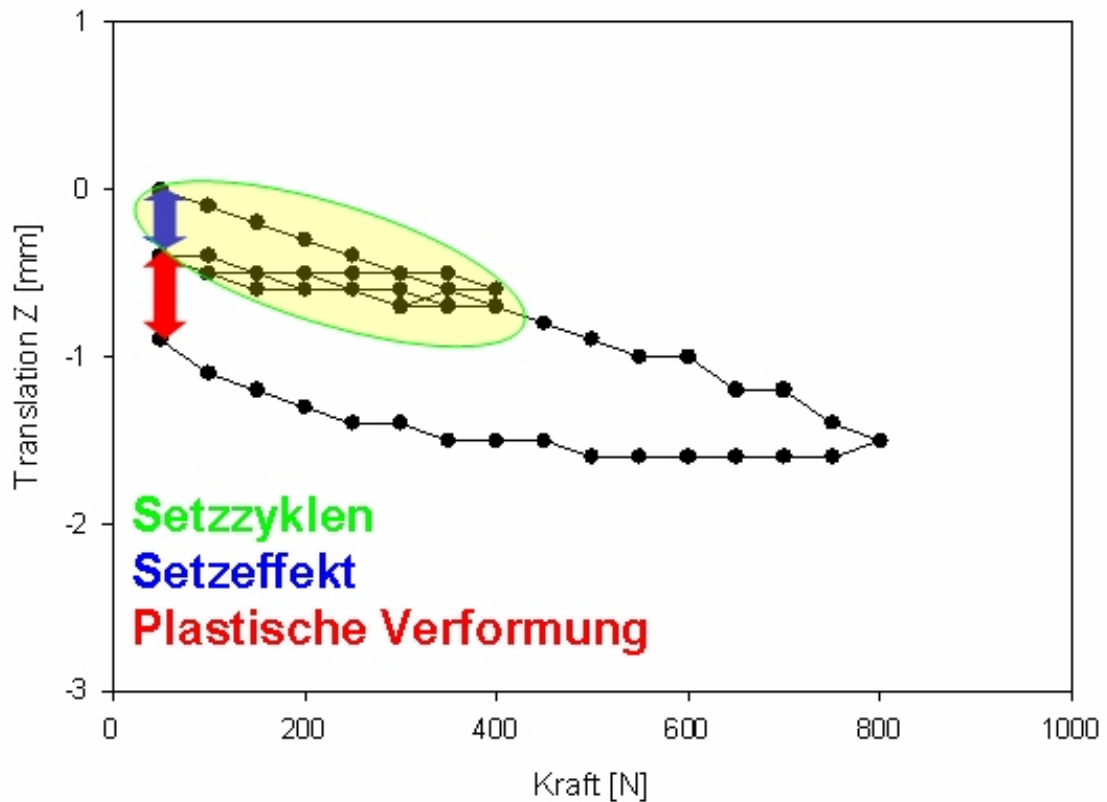
## 4.5 Analyse der Last-Weg-Diagramme im Gesamtversuch

Anhand der erhobenen Daten wurde für jeden Versuch ein Last – Weg – Diagramm erstellt und die einzelnen Bewegungen in Relation zur aufgebrauchten Axialkraft betrachtet. Erfasst wurden hierbei jeweils die Bewegungen entlang der drei Translations – und Rotationsachsen. Als Messpunkt der Bewegungen diente das Pedikelzentrum des ersten Sakralwirbels.

Unabhängig von der Art der Fixation, lassen sich in den Last – Weg – Diagramm typische Kurvenverläufe erkennen (siehe Abb. 36-42).

Im Rahmen der Setzzyklen (siehe grüne Ellipse Abb. 36) fällt dabei auf, dass die Messkurve bereits nach dem ersten Zyklus nicht mehr auf den Nullpunkt zurückkehrt, sondern in diesem Beispiel in negative Richtung verschoben ist. Es kommt somit zu einer bleibenden Dislokation, dem Setzeffekt (siehe blauer Pfeil Abb. 36). Mit zunehmenden Setzzyklen, kommt es zu einem Abnehmen des Setzeffektes und es stellt sich ein quasi elastischer Zustand ein.

Nach Durchlaufen des letzten Belastungszyklus mit Applikation der Maximallast von 800 N lässt sich jedoch eine weitere Verschiebung des Endpunktes der Messkurve in den negativen Bereich erkennen. Der vorher erreichte elastische Ausgangspunkt am Ende der Setzzyklen wird nicht erreicht. Es kommt zu einer plastischen Verformung (siehe roter Pfeil Abb. 36).



**Abb.36:** Erklärendes Last – Weg – Diagramm anhand des Verhaltens einer Winkelstabilen Kleinfragmentplatte entlang der Translationsachse Z. Der blaue Pfeil zeigt den Setzeffekt, der nach den drei Setzzyklen (grüne Ellipse) erreicht wird. Der rote Pfeil zeigt die plastische (bleibende) Verformung am Ende des Hauptbelastungszyklus.

Exemplarisch werden nachfolgend die graphischen Kurvenverläufe anhand einer Winkelstabilen Kleinfragmentplatte im Kunststoffpräparat dargestellt. (Abb. 37-39 Translationen; Abb. 40-42 Rotationen)



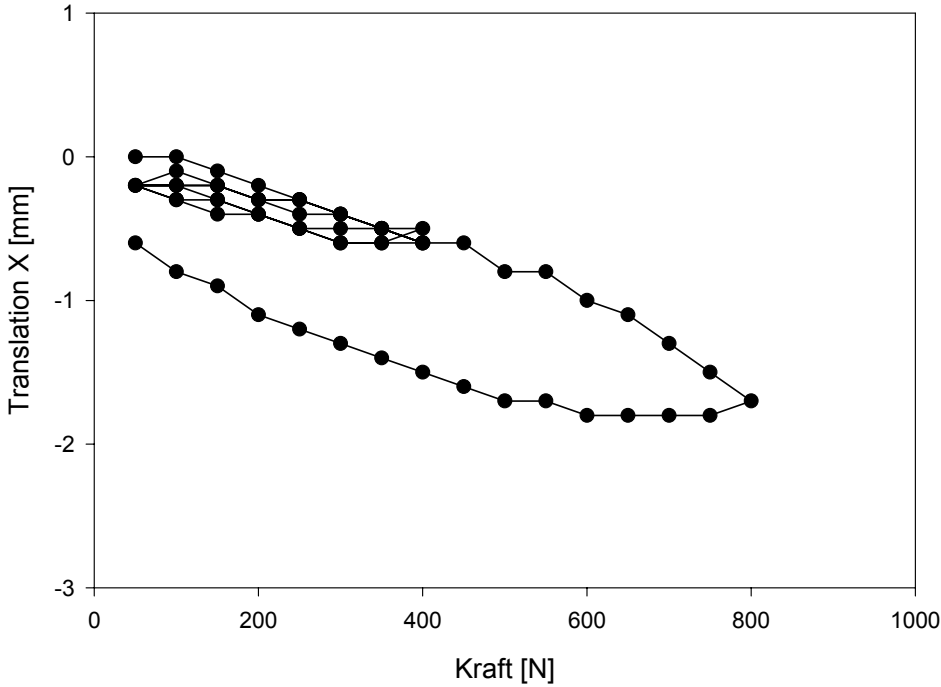


Abb.37: Last – Weg – Diagramm einer Winkelstabilen Kleinfragmentplatte in Translationsrichtung X

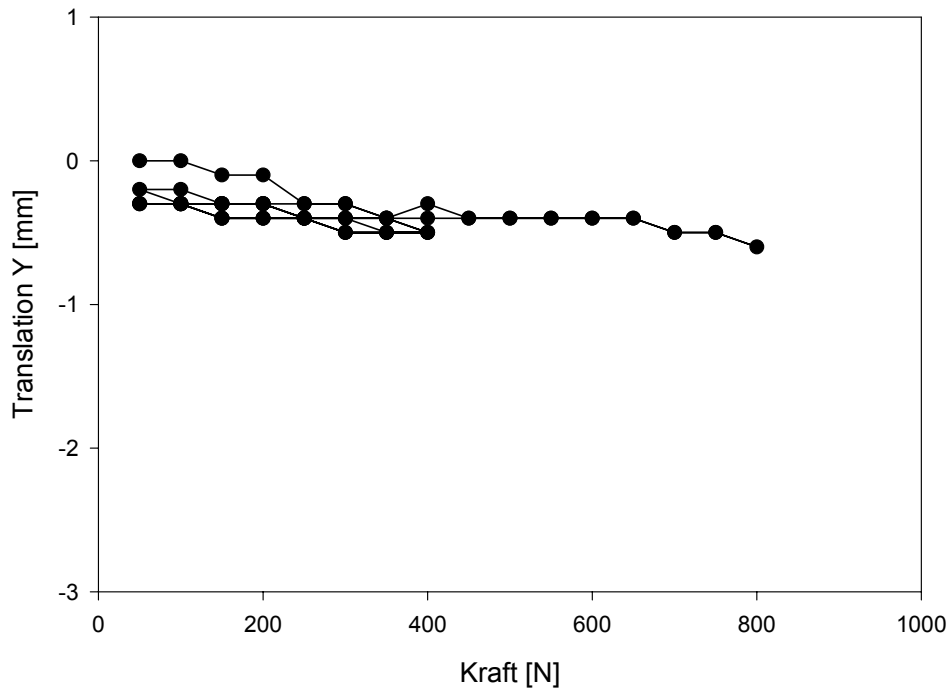


Abb.38: Last – Weg – Diagramm einer Winkelstabilen Kleinfragmentplatte in Translationsrichtung Y

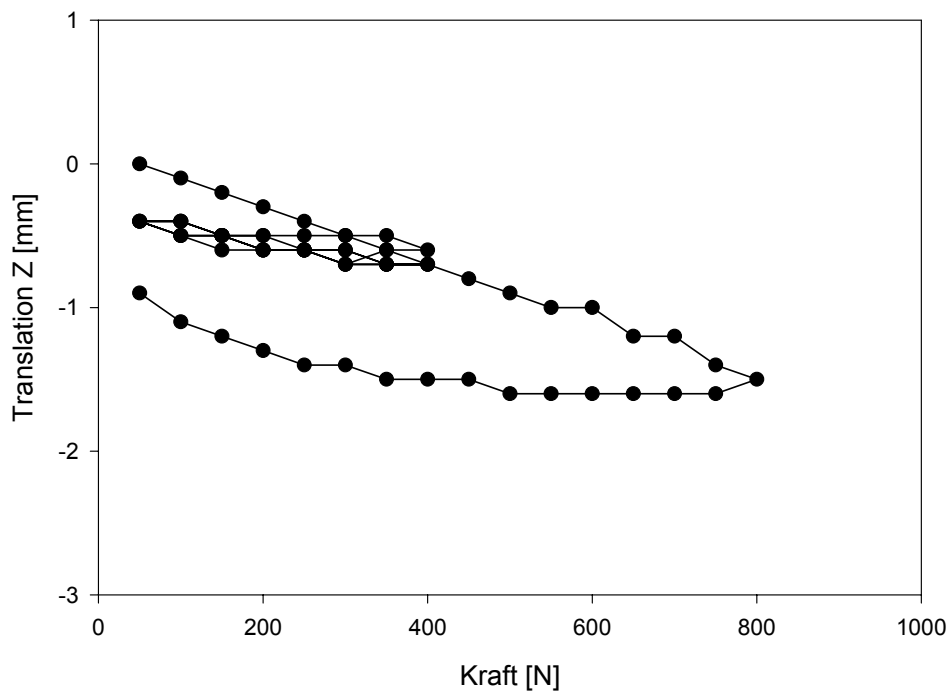


Abb.39: Last – Weg – Diagramm einer Winkelstabilen Kleinfragmentplatte in Translationsrichtung Z

Die stärksten Dislokationen finden in X – und Z – Achse in jeweils negativer Richtung statt. Dieses entspricht einer dorso - kaudalen Verschiebung des medialen Sements. Entlang der Y – Achse, welche in der Pedikelebene liegt, finden nur Bewegungen geringsten Ausmaßes statt. Es kommt praktisch nicht zu Distraktions– oder Kompressionsbewegungen.

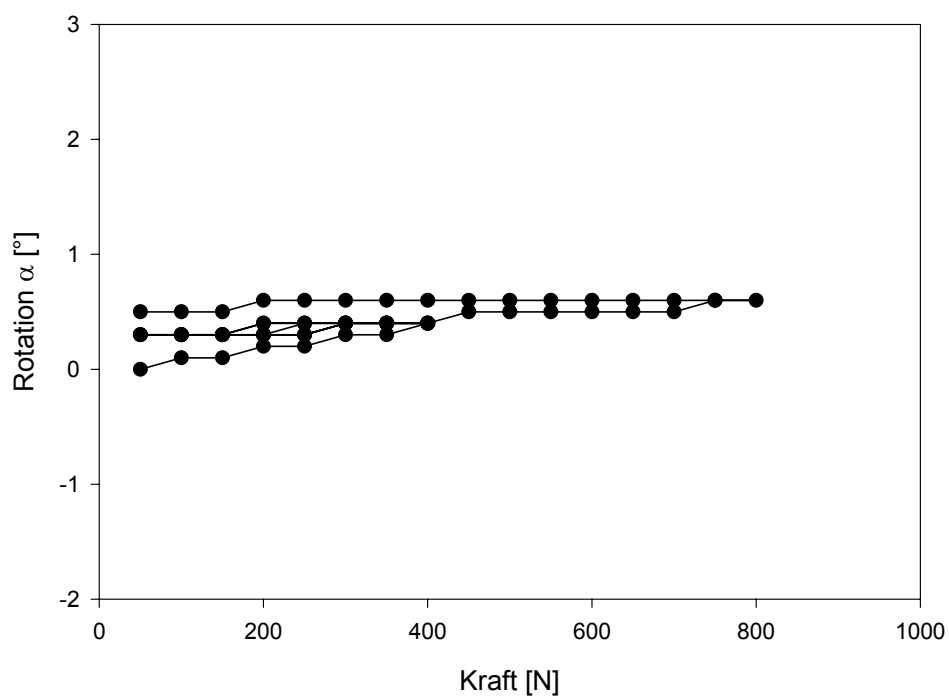


Abb.40: Last – Weg – Diagramm einer Winkelstabilen Kleinfragmentplatte im Winkel  $\alpha$

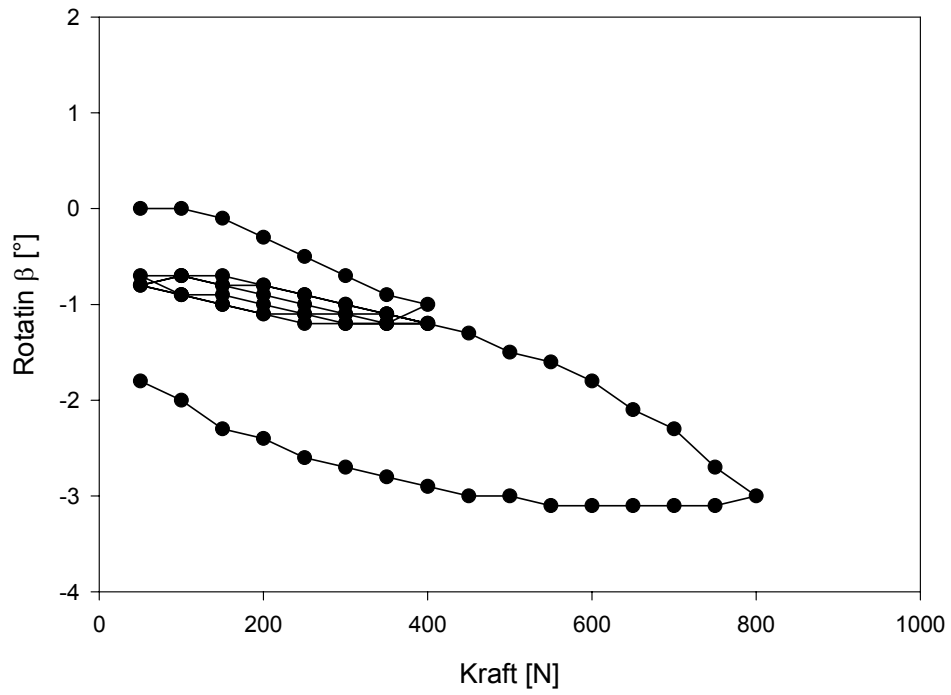


Abb.41: Last – Weg – Diagramm einer Winkelstabilen Kleinfragmentplatte im Winkel  $\beta$

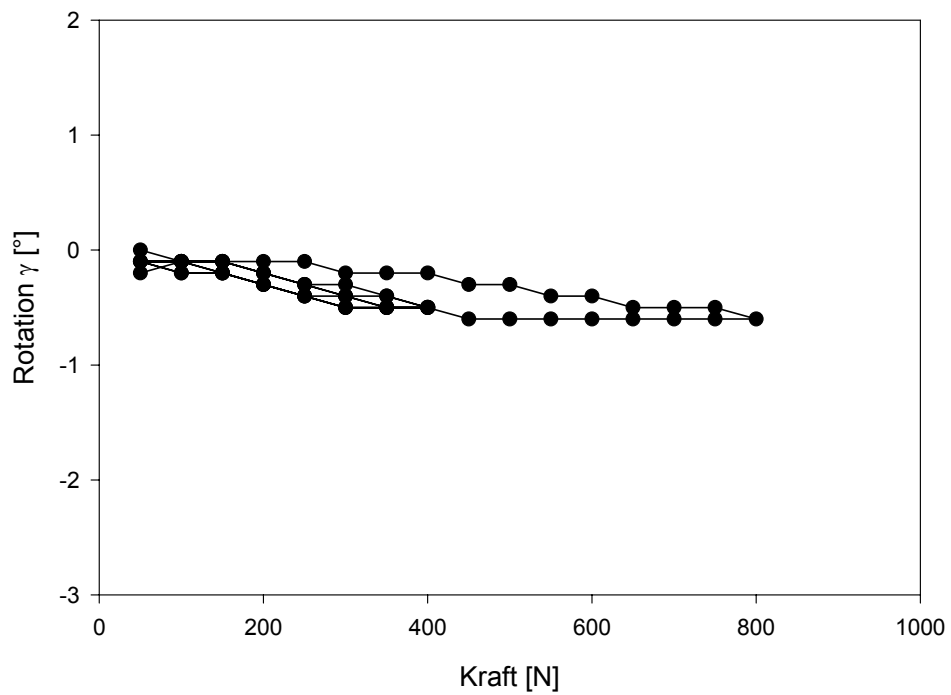


Abb.42: Last – Weg – Diagramm einer Winkelstabilen Kleinfragmentplatte im Winkel  $\gamma$

Wie in den Last – Weg – Diagrammen ersichtlich, betragen die Rotationen bei einer Maximallast von 800 N um die X – Achse  $+0,6^\circ$ , um die Y – Achse  $-3,1^\circ$  und um die Z – Achse  $-0,6^\circ$ .

Die Hauptrotationsachse ist die Y – Achse (Winkel  $\gamma$ ), um die eine Rotation in negativer Richtung erfolgt. Dies entspricht einer Rotation des medialen Fragments nach ventral.

## 4.6 Bewegungsmuster der Osteosynthesen

### 4.6.1 Bewegungsmuster der Osteosynthesen im Kunststoffmodell

Unabhängig von der Art der drei eingebrachten Osteosynthesen lässt sich ein spezifisches Bewegungsmuster des mobilen medialen Segments erkennen. Die einzelnen Osteosynthesen unterscheiden sich hierbei jedoch im Ausmaß der jeweiligen Translations- beziehungsweise Rotationsbewegungen.

Die Translationsbewegungen erfolgen hauptsächlich in Richtung der negativen X- und negativen Z-Achse. Dieses entspricht einer dorso-kaudalen Translation des medialen Segments. Bewegungen in der Y-Achse finden nur in geringem Maße statt, so dass praktisch keine Distraktions- oder Kompressionsbewegungen zu beobachten sind. (siehe Abb. 43)

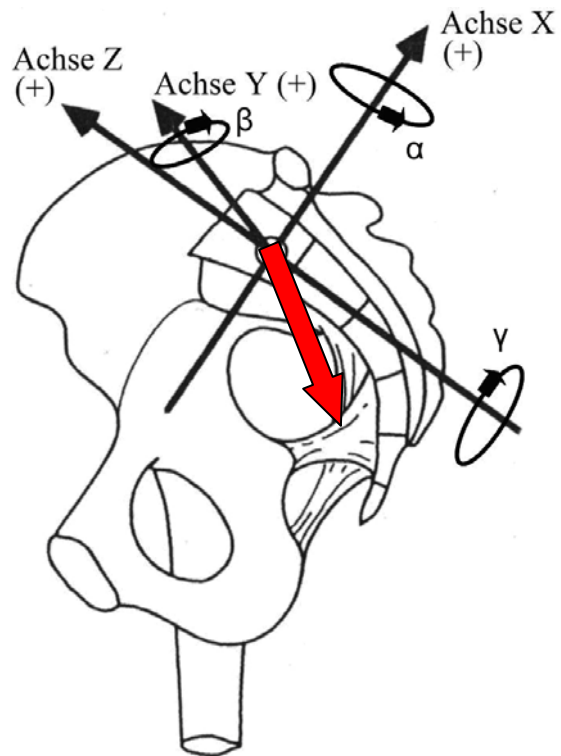


Abb.43: Hauptrichtung der Translation entlang der negativen X- und negativen Z-Achse. Es zeigt sich eine dorso-kaudale Bewegung.

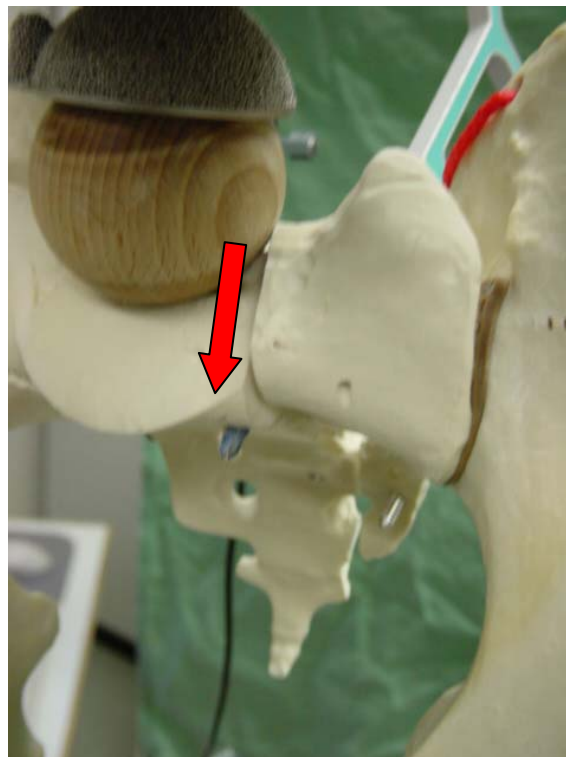
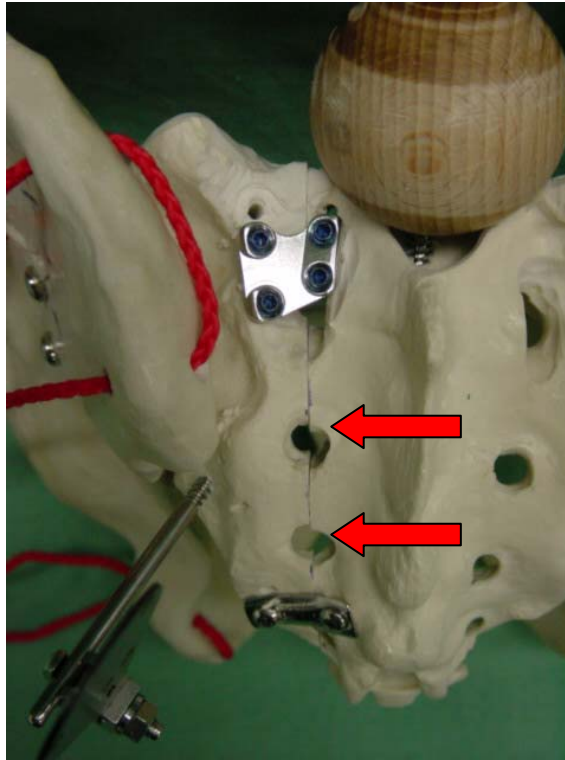
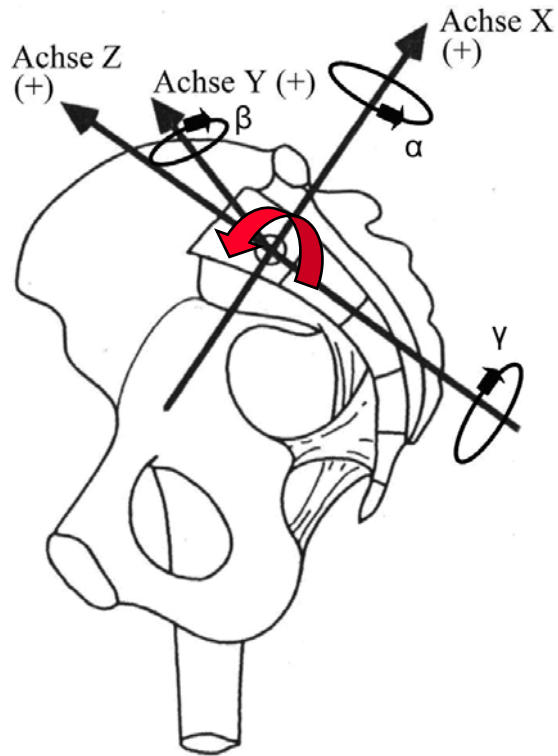


Abb.44: Translation entlang der negativen X-Achse als Ausdruck einer kaudalen Bewegung.



**Abb.45: Translation entlang der negativen Z-Achse als Zeichen einer dorsalen Bewegung,**

Die Rotationsbewegungen erfolgen hauptsächlich um die Y- Achse im Winkel  $\beta$ . Die Rotation erfolgt dabei in negativer Richtung. Dieses entspricht einer Rotation des medialen Segments nach ventral.



**Abb.46: Hauptrichtung der Rotation um die Y-Achse. Hierbei kommt es zu einer Rotation in negativer Richtung im Winkel  $\beta$ .**

Rotationen geringeren Ausmaßes finden sich im Winkel  $\gamma$  bei der Rotation um die Z-Achse. Diese Bewegung erfolgt in negativer Richtung und beschreibt eine leichte einwärtsgerichtete Rotation des medialen Segments, die eine diskrete Aufspreizung auf Seiten der Facies pelvina nach sich zieht.

Um die X-Achse rotiert das mobile mediale Segment im Winkel  $\alpha$ . Diese Rotation erfolgt in positiver Richtung und ist Ausdruck einer distalen Aufspreizung des Os sakrum.



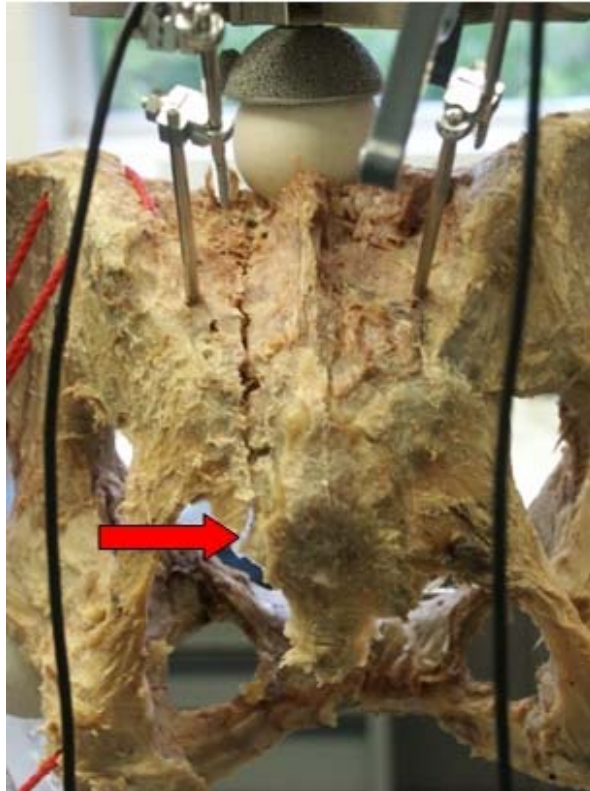
## 4.6.2 Bewegungsmuster der Osteosynthesen im anatomischen Modell

Im anatomischen Modell zeigt sich eine dorso-kaudale Bewegung des medialen Segments entlang der negativen X- und negativen Z-Achse. Dieses ist unabhängig vom verwendeten Implantat. Hinzu kommt eine Bewegung entlang der negativen Y-Achse. Dieses entspricht einer Kompressionsbewegung, wobei sich das mobile mediale Segment in Richtung auf das fixe laterale Segment bewegt.

Um die Rotationsachsen zeigen die verschiedenen Osteosynthesen ein einheitliches Bewegungsmuster, unterscheiden sich jedoch im Ausmaß der Bewegung. Es findet sich eine Rotation um die Y-Achse im Winkel  $\beta$ , die in negativer Richtung erfolgt und einer Rotation nach ventral entspricht.

Die Rotation im Winkel  $\gamma$  um die Z-Achse erfolgt in negativer Richtung und ist Ausdruck einer einwärts gerichteten Rotation des medialen Segments mit Aufspreizung der beiden Segmente auf der ventralen Seite des Os sakrum, der Facies pelvina.

Im Winkel  $\alpha$  findet die Rotation um die X-Achse statt. Alle Osteosynthesen rotieren hierbei in positiver Richtung. Diese Bewegung ist Ausdruck einer distalen Aufspreizung des Sakrums (siehe Abb. 47), wobei sich das mediale Segment vom fixen lateralen Segment entfernt. Dieses bringt eine Rotation der Basis des Os sakrum nach einwärts mit sich.



**Abb.47: positive Rotation im Winkel  $\alpha$  um die X-Achse. Es zeigt sich eine distale Aufspreizung.**

#### 4.6.3 Vergleich der typischen Bewegungsmuster der Osteosynthesen in den unterschiedlichen Präparatmodellen

Sowohl im Kunststoffmodell, als auch im anatomischen Modell zeigen sich unabhängig von den verwendeten Osteosynthesen vergleichbare Bewegungsmuster bei Rotationen und Translationen. Lediglich in der Translationsbewegung entlang der Y-Achse finden sich Unterschiede zwischen den beiden Präparatmodellen.

In beiden Modellen findet sich bei den Translationsbewegungen eine dorso-kaudale Hauptbewegung entlang der Translationsachsen X und Z in jeweils negativer Richtung.

Im Kunststoffmodell kommt es nur zu geringsten Bewegungen in Richtung der negativen Y-Achse. Im Gegensatz dazu lässt sich im anatomischen Modell jedoch

eine Translationsbewegung entlang dieser Achse beobachten. Diese Bewegung entspricht einer Kompressionsbewegung, wobei sich das mobile mediale Segment auf das fixe laterale Segment zubewegt.

Bei den Rotationen finden sich in beiden Präparatmodellen vergleichbare Bewegungsmuster.

Im Winkel  $\beta$  erfolgt die Rotation um die Y-Achse in negativer Richtung und ist Ausdruck einer Rotation des medialen Segments nach ventral.

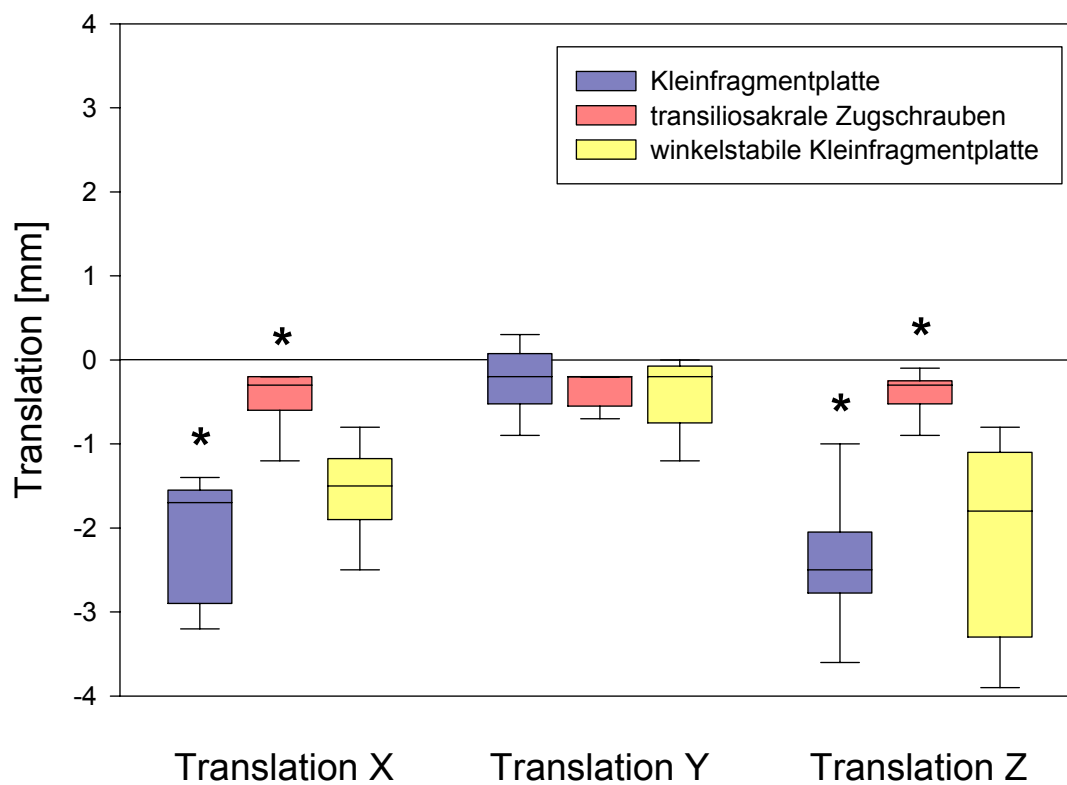
Im Winkel  $\gamma$  findet die Rotation um die Z-Achse statt. Sie erfolgt in negativer Richtung und zeigt eine einwärts gerichtete Rotation mit daraus resultierender ventraler Aufspreizung auf Seiten der Facies pelvina.

Eine distale Aufspreizung des Os sakrum resultiert aus der Rotation im Winkel  $\alpha$  um die X-Achse, die in positiver Richtung erfolgt. Hierbei entfernt sich distal das mediale Segment vom lateralen Segment, wobei es an der Basis des Os sakrum zu einer Einwärtsrotation kommt.

## 4.7 Translationen und Rotationen der Osteosynthesen

### 4.7.1 Translationen und Rotationen der Osteosynthesen im Kunststoffmodell

#### 4.7.1.1 Translationen der Osteosynthesen im Kunststoffmodell



\*  $p < 0,05$

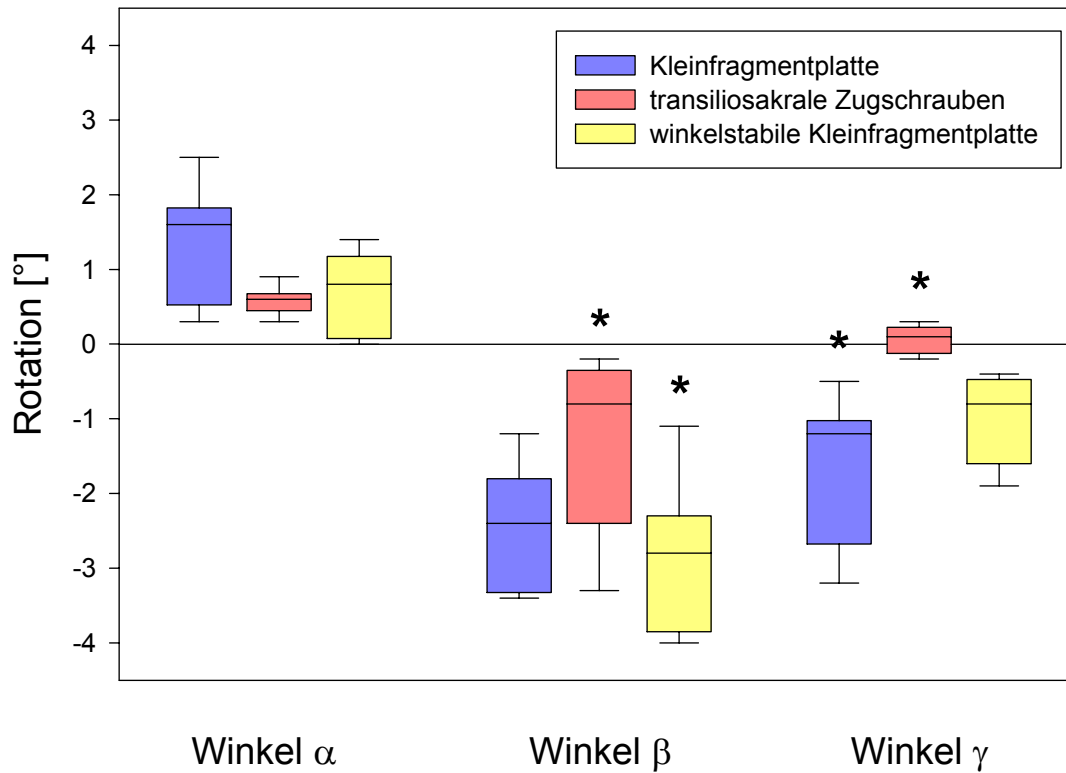
**Abb.48:** Übersicht der Translationsbewegungen aller Implantate im direkten Vergleich unter Benutzung des Kunststoffmodells. Entlang der X-Achse und der Z-Achse finden sich mit  $p < 0,05$  signifikante Unterschiede zwischen der Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben.

	Translation X [mm]	Translation Y [mm]	Translation Z [mm]
Kleinfragmentplatte	-2,14 ± 0,81	-0,24 ± 0,45	-2,4 ± 0,93
Transiliosakrale Zugschrauben	-0,46 ± 0,42	-0,36 ± 0,23	-0,4 ± 0,3
Winkelstabile Kleinfragmentplatte	-1,56 ± 0,62	-0,42 ± 0,49	-2,16 ± 1,31

**Tab. 5: Übersicht der Translationsbewegungen im Kunststoffmodell unterschieden nach Translationsrichtungen und Implantaten.**

Entlang der X-Achse und der Z-Achse finden sich mit  $p < 0,05$  signifikante Unterschiede zwischen der Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben.

## 4.7.1.2 Rotationen der Osteosynthesen im Kunststoffmodell



\*  $p < 0,05$

**Abb.49: Übersicht der Rotationsbewegungen aller Implantate im direkten Vergleich unter Benutzung des Kunststoffmodells. In der Rotation um die Y-Achse finden sich mit  $p < 0,05$  ein signifikanter Unterschied zwischen den Transiliosakralen Zugschrauben und der Winkelstabilen Kleinfragmentplatte. Im Winkel  $\gamma$  besteht ein signifikanter Unterschied zwischen der Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben.**

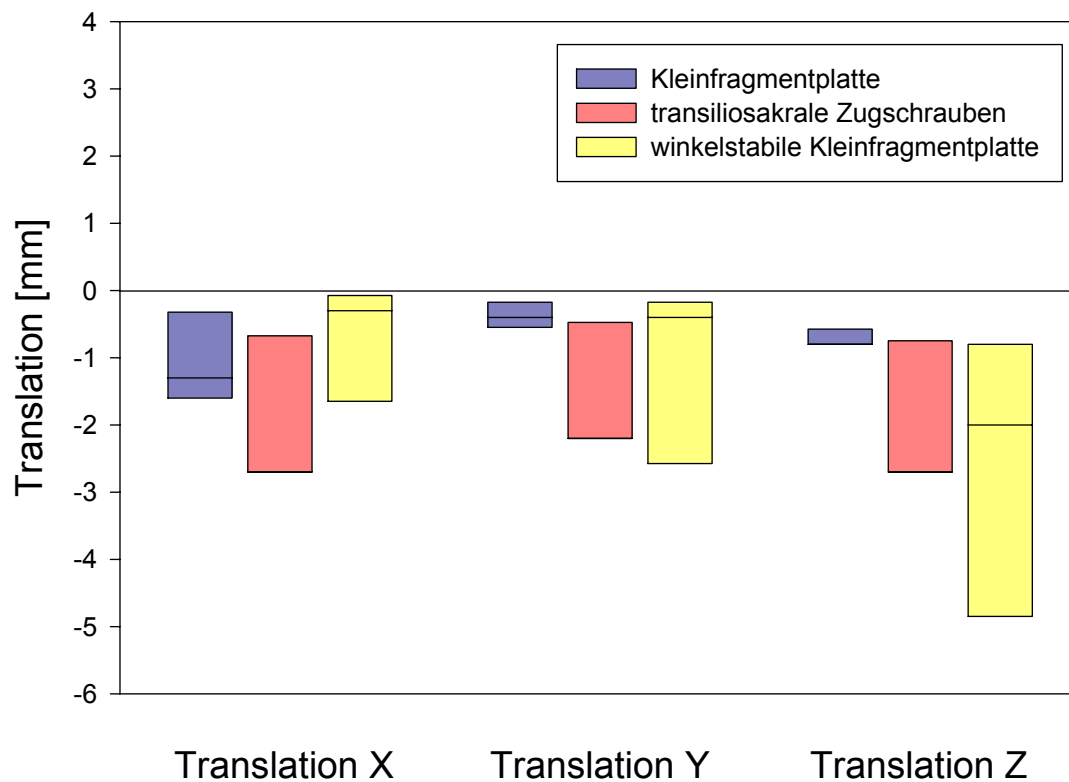
	Rotation Winkel $\alpha$ [°]	Rotation Winkel $\beta$ [°]	Rotation Winkel $\gamma$ [°]
Kleinfragmentplatte	1,32 $\pm$ 0,88	-2,46 $\pm$ 0,92	-1,72 $\pm$ 1,1
Transiliosakrale Zugschrauben	0,58 $\pm$ 0,22	-1,36 $\pm$ 1,31	0,06 $\pm$ 0,21
Winkelstabile Kleinfragmentplatte	0,68 $\pm$ 0,61	-2,88 $\pm$ 1,52	-1,02 $\pm$ 0,65

**Tab.6: Übersicht der Rotationsbewegungen im Kunststoffmodell unterschieden nach Rotationsrichtungen und Implantaten.**

In der Rotation um die Y-Achse finden sich mit  $p < 0,05$  ein signifikanter Unterschied zwischen den Transiliosakralen Zugschrauben und der Winkelstabilen Kleinfragmentplatte. Im Winkel  $\gamma$  besteht ein signifikanter Unterschied zwischen der Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben.

## 4.7.2 Translationen und Rotationen der Osteosynthesen im anatomischen Modell

### 4.7.2.1 Translationen der Osteosynthesen im anatomischen Modell



\*  $p < 0,05$

**Abb.50:** Übersicht der Translationsbewegungen aller Implantate im direkten Vergleich unter Benutzung des anatomischen Modells. Insgesamt zeigen sich keine signifikanten Unterschiede.

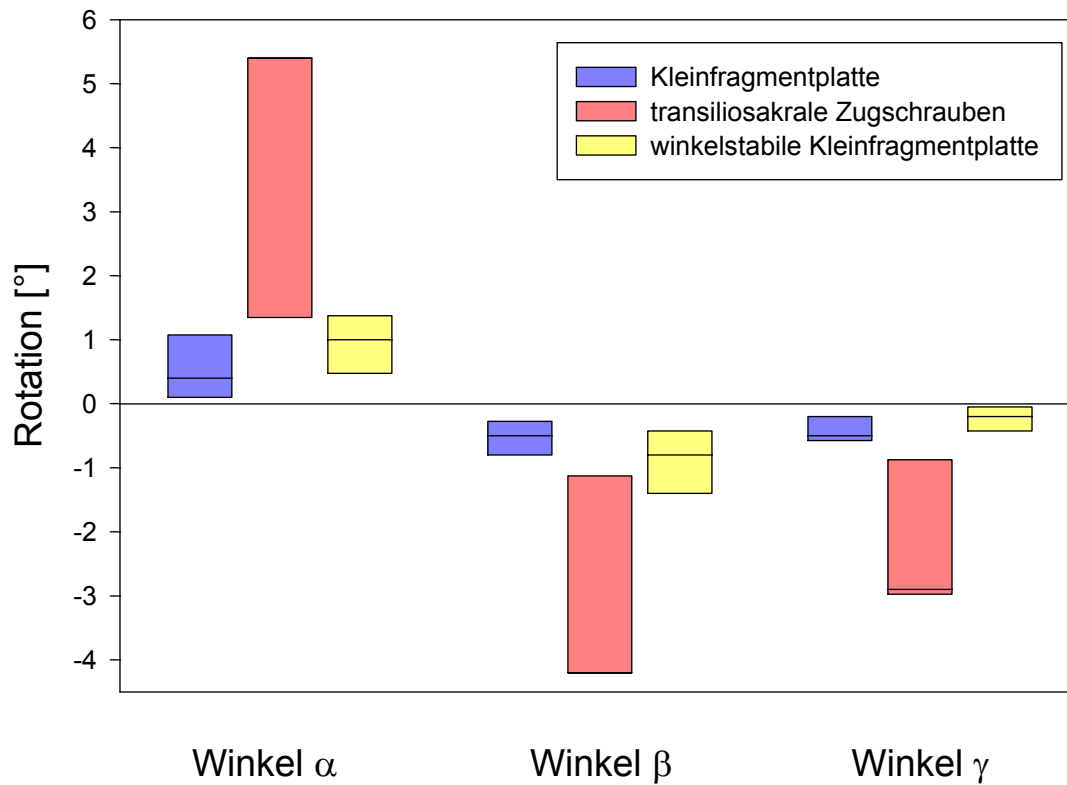


	Translation X [mm]	Translation Y [mm]	Translation Z [mm]
Kleinfragmentplatte	$-1,00 \pm 0,88$	$-0,37 \pm 0,25$	$-0,70 \pm 0,17$
Transiliosakrale Zugschrauben	$-1,80 \pm 1,56$	$-1,43 \pm 1,33$	$-1,83 \pm 1,50$
Winkelstabile Kleinfragmentplatte	$-0,80 \pm 1,14$	$-1,27 \pm 1,77$	$-2,73 \pm 2,77$

**Tab.7: Übersicht der Translationsbewegungen im anatomischen Modell unterschieden nach Translationsrichtungen und Implantaten.**

Entlang der Translationsachsen finden sich im anatomischen Modell keine signifikanten Unterschiede zwischen den Implantaten.

#### 4.7.2.2 Rotationen der Osteosynthesen im anatomischen Modell



\*  $p < 0,05$

Abb.51: Übersicht der Rotationsbewegungen aller Implantate im direkten Vergleich unter Benutzung des anatomischen Modells. Insgesamt zeigen sich keine signifikanten Unterschiede.

	Rotation Winkel $\alpha$ [°]	Rotation Winkel $\beta$ [°]	Rotation Winkel $\gamma$ [°]
Kleinfragmentplatte	0,57 ± 0,67	-0,53 ± 0,35	-0,40 ± 0,27
Transiliosakrale Zugschrauben	3,60 ± 3,12	-2,83 ± 2,37	-2,03 ± 1,59
Winkelstabile Kleinfragmentplatte	0,93 ± 0,60	-0,90 ± 0,66	-0,23 ± 0,25

**Tab.8: Übersicht der Rotationsbewegungen im anatomischen Modell unterschieden nach Rotationsrichtungen und Implantaten.**

In den Rotationen finden sich im anatomischen Modell keine signifikanten Unterschiede zwischen den Implantaten.

## 4.8 Translations- und Rotationselastizitätsverhalten der Osteosynthesen

### 4.8.1 Elastizitätsverhalten im Kunststoffmodell

#### 4.8.1.1 Translationselastizitätsverhalten der Osteosynthesen im Kunststoffmodell

	Elastizitätsverhalten X	Elastizitätsverhalten Y	Elastizitätsverhalten Z
Kleinfragmentplatte	0,0029±0,0011	0,0003±0,0006	-0,0032±0,0012
Transiliosakrale Zugschrauben	-0,0006±0,0006	-0,0005±0,0003	-0,0005±0,0004
Winkelstabile Kleinfragmentplatte	0,0021±0,0009.	0,0006±0,0007	-0,0029±0,0018

**Tab.9: Übersicht der Kurvensteigungen der Translationen (Translationselastizitätsverhalten) in den Last-Weg-Diagrammen. Vergleich aller Implantate im Kunststoffmodell. Entlang der X-Achse und der Z-Achse finden sich mit  $p < 0,05$  signifikante Unterschiede zwischen der Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben.**

Im Vergleich der Kurvensteigungen der Last-Weg-Diagramme der Translationsachse X und Z zeigen sich in der statistischen Auswertung signifikante Unterschiede zwischen der Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben.

#### 4.8.1.2 Rotationselastizitätsverhalten der Osteosynthesen im Kunststoffmodell

	Elastizitätsverhalten Winkel $\alpha$	Elastizitätsverhalten Winkel $\beta$	Elastizitätsverhalten Winkel $\gamma$
Kleinfragmentplatte	0,0018±0,0012	-0,0033±0,0015	-0,0023±0,0015
Transiliosakrale Zugschrauben	0,0008±0,0003	0,0018±0,0018	0,0001±0,0003
Winkelstabile Kleinfragmentplatte	0,0009±0,0008	-0,0039±0,0016	-0,0014±0,0009

**Tab.10: Übersicht der Kurvensteigungen der Rotationen in den Last-Weg-Diagrammen (Rotationselastizitätsverhalten). Vergleich aller Implantate im Kunststoffmodell. Entlang der Y-Achse findet sich mit  $p < 0,05$  ein signifikanter Unterschied zwischen der Winkelstabilen Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben. In der Z-Achse besteht ein signifikanter Unterschied zwischen der Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben.**

Entlang der Y-Achse findet sich mit  $p < 0,05$  ein signifikanter Unterschied zwischen der Winkelstabilen Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben. In der Z-Achse besteht ein signifikanter Unterschied zwischen der Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben.

## 4.8.2 Elastizitätsverhalten im anatomischen Modell

### 4.8.2.1 Translationselastizitätsverhalten der Osteosynthesen im anatomischen Modell

	Elastizitätsverhalten X	Elastizitätsverhalten Y	Elastizitätsverhalten Z
Kleinfragmentplatte	0,0062±0,0058	-0,0044±0,0014	0,0022±0,0015
Transiliosakrale Zugschrauben	-0,0109±0,0096	-0,0111±0,0092	-0,0087±0,0081
Winkelstabile Kleinfragmentplatte	0,0047±0,0068	-0,0160±0,0167	0,0075±0,0106

**Tab.11: Übersicht der Kurvensteigungen der Translationen in den Last-Weg-Diagrammen (Translationselastizitätsverhalten). Vergleich aller Implantate im anatomischen Modell. Es zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Implantaten.**

Die statistische Analyse weist keine signifikanten Unterschiede zwischen den verwendeten Implantaten auf.

#### 4.8.2.2 Rotationselastizitätsverhalten der Osteosynthesen im anatomischen Modell

	Elastizitätsverhalten Winkel $\alpha$	Elastizitätsverhalten Winkel $\beta$	Elastizitätsverhalten Winkel $\gamma$
Kleinfragmentplatte	0,0037±0,0045	-0,0026±0,0018	-0,0034±0,0025
Transiliosakrale Zugschrauben	0,0219±0,0191	0,0123±0,0099	-0,0172±0,0146
Winkelstabile Kleinfragmentplatte	0,0054±0,0036	-0,0013±0,0014	0,0052±0,0040

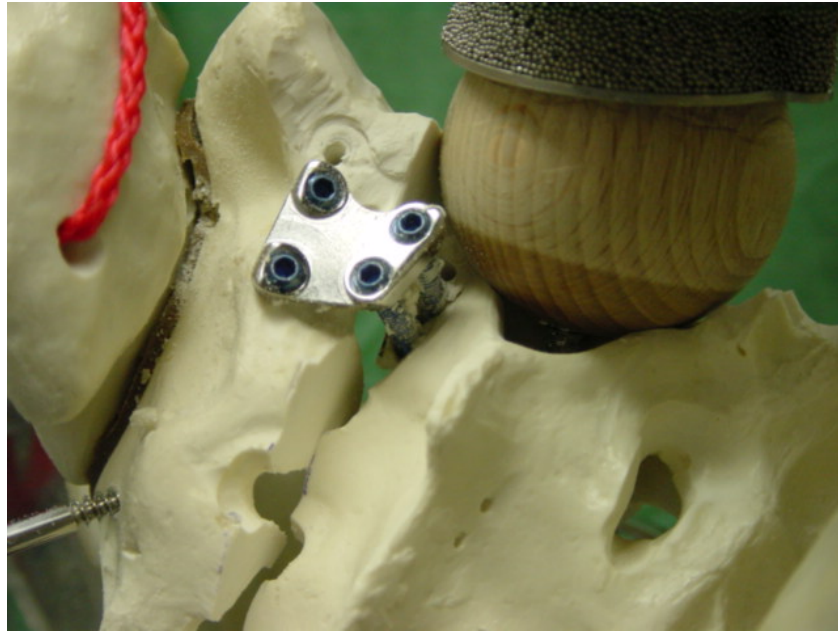
Tab.12: Übersicht der Kurvensteigungen der Rotationen in den Last-Weg-Diagrammen (Rotationselastizitätsverhalten). Vergleich aller Implantate im anatomischen Modell. Es zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Implantaten.

Die statistische Analyse weist keine signifikanten Unterschiede zwischen den verwendeten Implantaten auf.

### 4.9 Belastungsgrenzen der Osteosynthesen

#### 4.9.1 Belastungsgrenzen der Osteosynthesen im Kunststoffmodell

Becken Nr. 4 zeigte sich unter Verwendung des winkelstabilen Implantats eine Dislokation >1 cm nach Schraubenausriß entlang der Schraubenschraube bei einer Last von 666 N (siehe Abb. 52). Dieses führte zum Implantatversagen und Versuchsabbruch.



**Abb.52: Implantatversagen bei Schraubenausriss unter Verwendung der Winkelstabilen Kleinfragmentplatte bei einer Last von 666 N.**

Becken 6 zeigte unter Verwendung der Kleinfragmentplatte einen Versuchsabbruch durch Modellversagen bei Ausbruch der Andruckkugel bei einer Belastung mit 504 N.

Becken 3 zeigte unter Verwendung der Transiliosakralen Zugschrauben einen Ausbruch der Andruckkugel, die zum Versuchsabbruch durch Modellversagen bei einer Belastung mit 711 N führte.

#### 4.9.2 Belastungsgrenzen der Osteosynthesen im anatomischen Modell

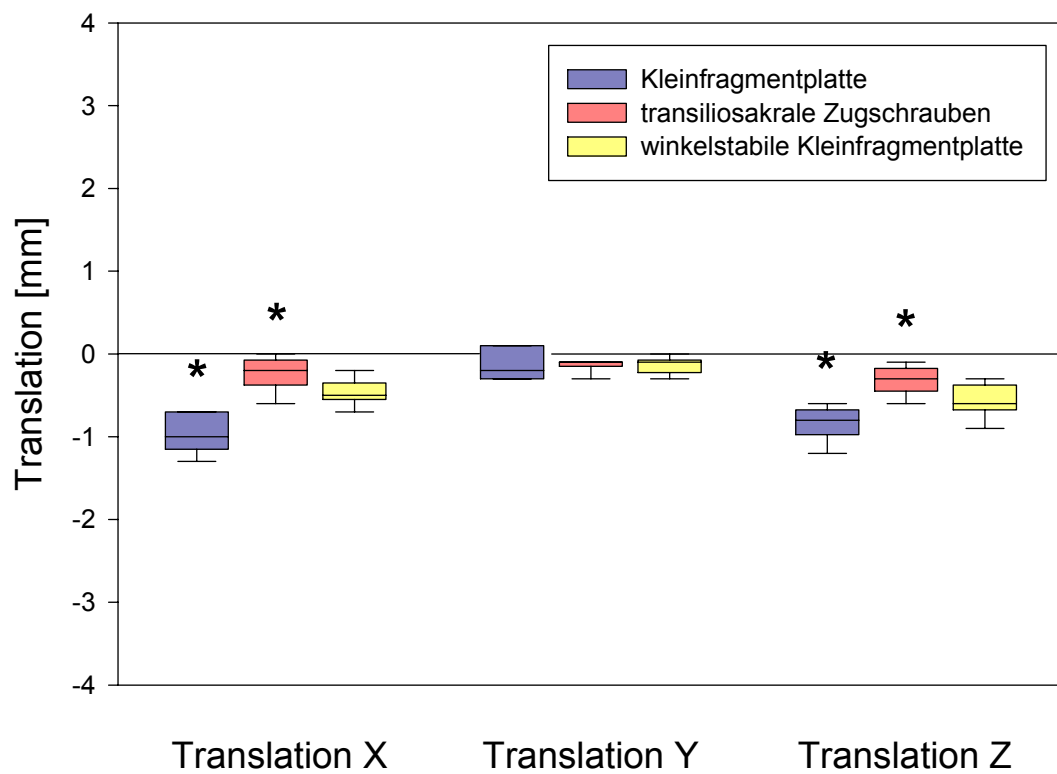
In keinem Versuchsdurchgang kam es zu einer Dislokation >1 cm entlang einer der Translationsachsen. Somit wurde in keinem Durchgang die Belastungsgrenze eines Implantates erreicht.



## 4.10 Plastische Verformung der Osteosynthesen

### 4.10.1 Plastische Verformung der Osteosynthesen im Kunststoffmodell

#### 4.10.1.1 Plastische Verformung der Osteosynthesen im Kunststoffmodell entlang der Translationsachsen



\*  $p < 0,05$

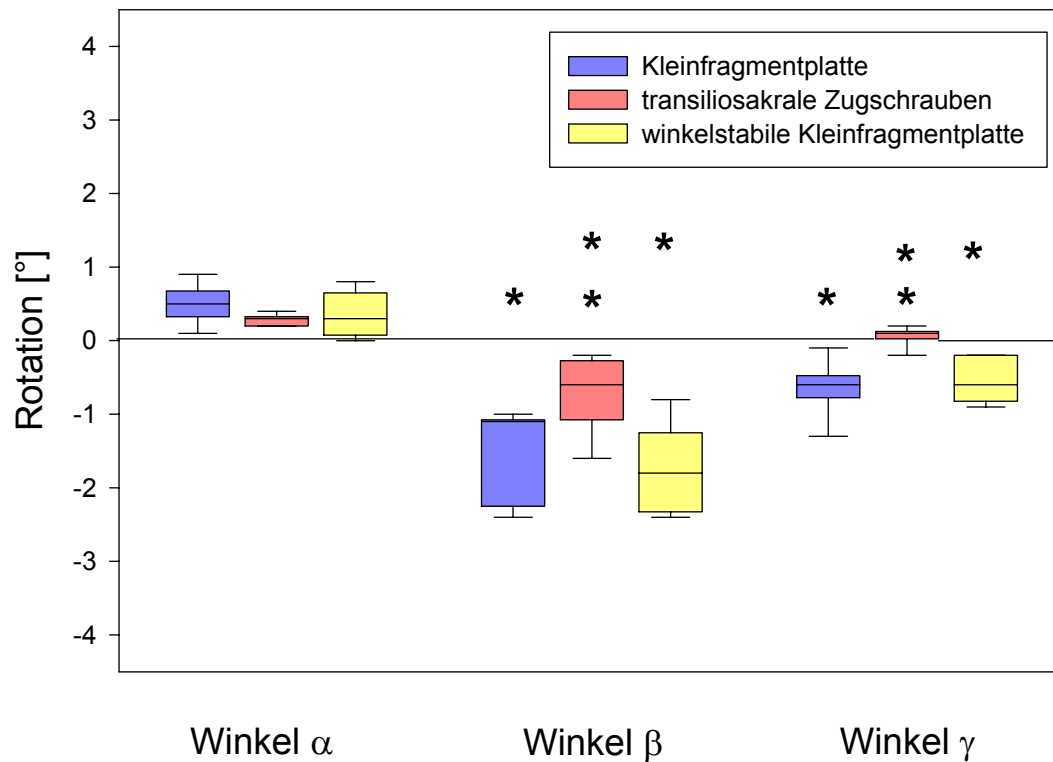
Abb.53: Übersicht der plastischen Verformungen aller Implantate in den Translationsachsen unter Verwendung des Kunststoffmodells. Entlang der X-Achse und der Z-Achse finden sich mit  $p < 0,05$  signifikante Unterschiede zwischen der Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben.

	Plastische Verformung Translationsachse X [mm]	Plastische Verformung Translationsachse Y [mm]	Plastische Verformung Translationsachse Z [mm]
Kleinfragmentplatte	$-0,96 \pm 0,26$	$-0,12 \pm 0,21$	$-0,84 \pm 0,23$
Transiliosakrale Zugschrauben	$-0,24 \pm 0,23$	$-0,14 \pm 0,09$	$-0,32 \pm 0,19$
Winkelstabile Kleinfragmentplatte	$-0,46 \pm 0,18$	$-0,14 \pm 0,11$	$-0,56 \pm 0,23$

**Tab.13: Übersicht der plastischen Verformungen im Kunststoffmodell unterschieden nach Translationsachsen und Implantaten.**

Entlang der X-Achse und der Z-Achse finden sich mit  $p < 0,05$  signifikante Unterschiede zwischen der Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben.

#### 4.10.1.2 Plastische Verformung der Osteosynthesen im Kunststoffmodell um die Rotationsachsen



\* p<0,05

**Abb.54:** Übersicht der plastischen Verformungen aller Implantate um die Rotationsachsen unter Verwendung des Kunststoffmodells. Um die X-Achse und die Z-Achse finden sich mit p<0,05 signifikante Unterschiede zwischen der Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben sowie zwischen den Transiliosakralen Zugschrauben und der Winkelstabilen Kleinfragmentplatte.

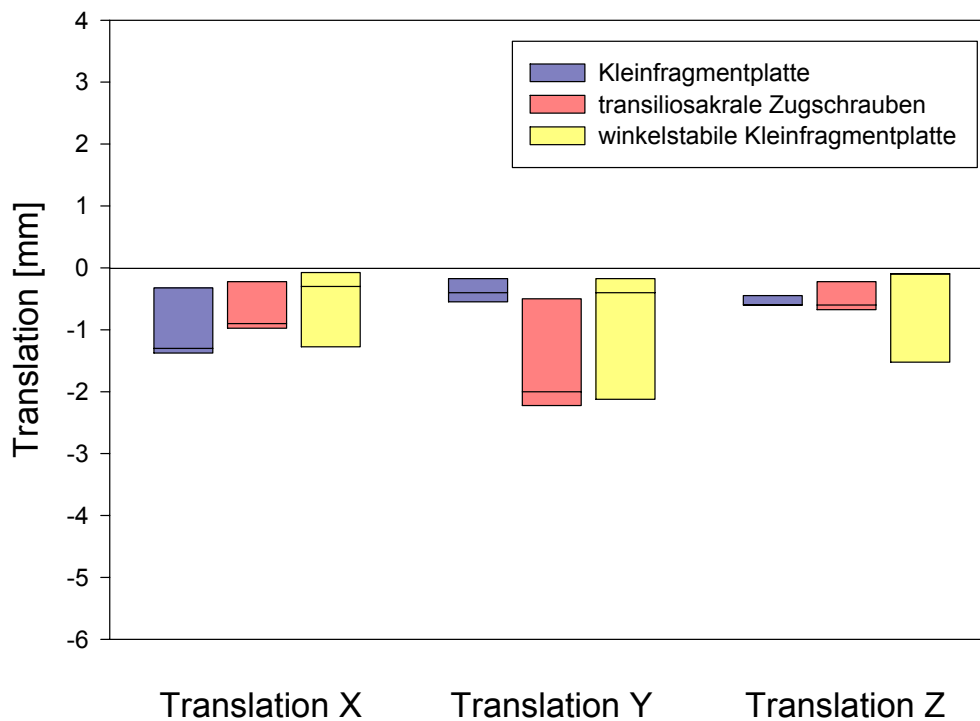
	Plastische Verformung Winkel $\alpha$ [°]	Plastische Verformung Winkel $\beta$ [°]	Plastische Verformung Winkel $\gamma$ [°]
Kleinfragmentplatte	0,5 ± 0,29	-1,56 ± 0,68	-0,64 ± 0,43
Transiliosakrale Zugschrauben	0,28 ± 0,08	-0,72 ± 0,56	0,06 ± 0,15
Winkelstabile Kleinfragmentplatte	0,36 ± 0,34	-1,74 ± 0,66	-0,54 ± 0,33

**Tab.14: Übersicht der plastischen Verformungen im Kunststoffmodell unterschieden nach Rotationsachsen und Implantaten.**

Um die X-Achse und die Z-Achse finden sich mit  $p < 0,05$  signifikante Unterschiede zwischen der Kleinfragmentplatte und den Transiliosakralen Zugschrauben sowie zwischen den Transiliosakralen Zugschrauben und der Winkelstabilen Kleinfragmentplatte.

#### 4.10.2 Plastische Verformung der Osteosynthesen im anatomischen Modell

##### 4.10.2.1 Plastische Verformung der Osteosynthesen im anatomischen Modell entlang der Translationsachsen



\*  $p < 0,05$

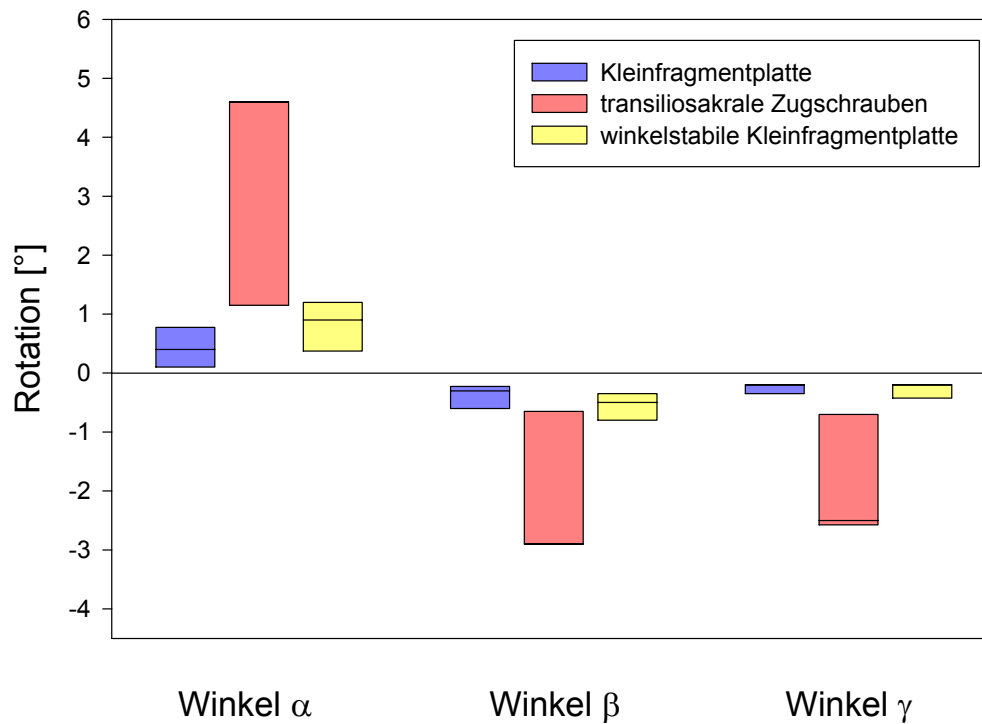
**Abb.55: Übersicht der plastischen Verformungen aller Implantate in den Translationsachsen unter Verwendung des anatomischen Modells. Insgesamt fanden sich keine signifikanten Unterschiede.**

	Plastische Verformung Translationsachse X [mm]	Plastische Verformung Translationsachse Y [mm]	Plastische Verformung Translationsachse Z [mm]
Kleinfragmentplatte	$-0,9 \pm 0,78$	$-0,37 \pm 0,25$	$-0,53 \pm 0,12$
Transiliosakrale Zugschrauben	$-0,63 \pm 0,55$	$-1,43 \pm 1,25$	$-0,47 \pm 0,32$
Winkelstabile Kleinfragmentplatte	$-0,63 \pm 0,85$	$-1,07 \pm 1,42$	$-0,73 \pm 1,1$

**Tab.15: Übersicht der plastischen Verformungen im anatomischen Modell unterschieden nach Translationsachsen und Implantaten.**

Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Implantaten.

#### 4.10.2.2 Plastische Verformung der Osteosynthesen im anatomischen Modell um die Rotationsachsen



\*  $p < 0,05$

**Abb.56:** Übersicht der plastischen Verformungen aller Implantate um die Rotationsachsen unter Verwendung des anatomischen Modells. Insgesamt fanden sich keine signifikanten Unterschiede.

	Plastische Verformung Winkel $\alpha$ [°]	Plastische Verformung Winkel $\beta$ [°]	Plastische Verformung Winkel $\gamma$ [°]
Kleinfragmentplatte	0,43 ± 0,45	-0,4 ± 0,27	-0,27 ± 0,12
Transiliosakrale Zugschrauben	3,07 ± 2,66	-1,9 ± 1,73	-1,73 ± 1,42
Winkelstabile Kleinfragmentplatte	0,8 ± 0,56	-0,57 ± 0,31	-0,3 ± 0,17

**Tab.16: Übersicht der plastischen Verformungen im anatomischen Modell unterschieden nach Rotationen und Implantaten.**

Die statistische Analyse weist keine signifikanten Unterschiede zwischen den verwendeten Implantaten auf.



## 4.11 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Knochendichtemessung der anatomischen Präparate zeigt einen durchschnittlichen BMD 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 auf alle gemessenen Distanzen bei 4 mm. Die Standardabweichung betrug zwischen 0,8 und 1,5 mm.

Bezüglich der Untersuchung zur Auszugskraft war bei allen anatomischen Becken bei supraacetabulärer Schraubenlage eine höhere Auszugskraft erforderlich. Bei allen Becken war die Auszugskraft am Sakrum geringer als supraacetabulär. Beim Kunststoffbecken resultierte durch die maximal programmierte Kraft des Versuchsablaufes (800N) nur am Sakrum ein Schraubenauszug.

Becken mit einer hohen Knochendichte weisen höhere Werte für die Auszugskraft auf als Becken mit einer geringen Knochendichte.

Die Analyse der Last-Weg-Diagramme weist einen typischen Kurvenverlauf auf. Die Implantate zeigen in jedem Belastungszyklus zunächst einen Setzeffekt und dann ein quasi elastisches Verhalten, wenn die Last wiederholt appliziert wird. Nach Durchlaufen der Maximalbelastung verändert sich der Kurvenverlauf und der vorher erreichte elastische Ausgangspunkt der Setzzyklen wird nicht wieder erreicht, so dass sich eine bleibende (plastische) Verformung einstellt.

Mit unterschiedlichem Ausmaß des Bewegungsumfanges findet sich bei allen Osteosynthesen ein einheitliches, wiederkehrendes Bewegungsmuster.

Im Kunststoffmodell erfolgen die Translationsbewegungen hauptsächlich in Richtung der negativen X- und negativen Z-Achse. Dieses entspricht einer dorso-kaudalen Translation des medialen Segments. Bewegungen in der Y-Achse finden nur in geringem Maße statt, so dass praktisch keine Distraktions- oder Kompressionsbewegungen zu beobachten sind. Die Rotationsbewegungen erfolgen hauptsächlich im Winkel  $\beta$  in negativer Richtung. Dieses entspricht einer Rotation des medialen Segments nach ventral. Rotationen geringeren Ausmaßes erfolgen in

negativer Richtung im Winkel  $\gamma$  und sind Ausdruck einer einwärtsgerichteten Rotation des medialen Segments mit einer Aufspreizung auf Seiten der Facies pelvina. Eine zu beobachtende distale Aufspreizung des Os sakrum entspricht einer Rotation in positiver Richtung im Winkel  $\alpha$ .

Im anatomischen Modell ist zusätzlich zu dem für das Kunststoffmodell typische Bewegungsmuster eine Translation entlang der negativen Y-Achse zu beobachten. Sie entspricht einer Kompressionsbewegung, wobei sich das mobile mediale Segment in Richtung auf das fixe laterale Segment bewegt.

Bezüglich der gemessenen Translationsbewegungen finden sich unter Verwendung des Kunststoffmodells entlang der X-Achse signifikante Unterschiede zwischen der Kleinfragmentplatte (Bewegungsumfang von  $-2,14 \pm 0,81$  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 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  $\beta$  heraus. Im Winkel  $\gamma$  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.

Der Kurvenverlauf des Last-Weg-Diagramms im Zyklus der maximalen Belastung weist im Kunststoffmodell in der Translationsachse X einen signifikanten Unterschied des Elastizitätsverhaltens zwischen der Kleinfragmentplatte ( $-0,0029 \pm 0,0011$ ) und den Transiliosakralen Zugschrauben ( $-0,0006 \pm 0,0006$ ) auf. In der Translationsachse Z besteht ein signifikanter Unterschied in der Kurvensteigung zwischen der Kleinfragmentplatte ( $-0,0032 \pm 0,0012$ ) und den Transiliosakralen Zugschrauben ( $-0,0005 \pm 0,0004$ ). Im anatomischen Modell ergaben sich zwischen den Osteosynthesen keine signifikanten Unterschiede des Elastizitätsverhaltens.

Im Rotationswinkel  $\beta$  weist der Kurvenverlauf unter Benutzung des Kunststoffmodells einen signifikanten Unterschied der Steigung zwischen der Winkelstabilen Kleinfragmentplatte ( $-0,0039 \pm 0,0016$ ) und den Transiliosakralen Zugschrauben ( $0,0018 \pm 0,0018$ ) auf.

Im Winkel  $\gamma$  besteht ein signifikanter Unterschied zwischen der Kleinfragmentplatte ( $-0,0023 \pm 0,0015$ ) und den Transiliosakralen Zugschrauben ( $0,0001 \pm 0,0003$ ). Unter Verwendung des anatomischen Modells fanden sich in den Kurvensteigungen der Rotationsachsen keine signifikanten Unterschiede.

Das Erreichen der Belastungsgrenze aufgrund eines Implantatversagens durch Schraubenausriss zeigte die Winkelstabile Kleinfragmentplatte im Kunststoffmodell Nr.4 bei einer Belastung mit 666 N. In zwei 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 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 (Kleinfragmentplatte:  $-0,84 \pm 0,23$  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 im Kunststoffmodell fanden sich im Winkel  $\beta$  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  $\gamma$  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.

## 5 Diskussion

### 5.1 Versuchsaufbau, Kunststoffmodell

Für biomechanische Untersuchungen am Beckenring wurden bisher zumeist unfixierte menschliche Beckenpräparate (79;80), anatomische Humanpräparate (62;80;81;96;104;105;107;131) oder in letzter Zeit zunehmend auch Kunststoffmodelle (54;111) verwandt.

Die Verfügbarkeit unfixierter menschlicher Beckenpräparate ist insgesamt sehr limitiert und der Einsatz von Humanpräparaten wird aus ethisch-moralischen Gründen zunehmend schwieriger. 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<sup>18</sup>.

Aufgrund der unterschiedlichen Beschaffenheit der anatomischen Präparate ist es, wie auch schon von anderen Arbeitsgruppen beobachtet, äußerst schwierig, statistisch verwertbare Resultate zu erlangen. Kunststoffmodelle zeichnen sich hingegen besonders durch ihre gute Verfügbarkeit, einheitlichen Maße, vergleichbare Materialeigenschaften und leichte Handhabung aus. In Vorversuchen wurde der fehlende Bandapparat (Lig. sacroiliacale dorsale, Lig. sacrospinale und Lig. sacrotuberale) durch Kunststoffbänder simuliert. Dies zeigte jedoch auch bei hohen Belastungen keinen Einfluss auf die typischen Bewegungsmuster, so dass wir in den Messversuchen auf den Einsatz verzichteten. Lediglich die Nachbildung des Sakroiliakalgelenks mittels einer geklebten Gummieinlage zeigte eine Schwäche des ursprünglichen Modells und löste sich bei hoher Belastung. Die fehlenden Bandverbindungen des Sakroiliakalgelenks ersetzten wir daher durch zwei 3,5 mm Corticalisschraube, die wir das Gelenk überbrückend in den zweiten Sakralwirbel einbrachten, ohne dabei die Frakturlinie zu tangieren. Die Simulation der relevanten stabilisierenden Muskelzüge erfolgte über hochfeste Nylonschnüre, wobei in vivo besonders die Hüftabduktoren und kleinen Außenrotatoren das Hüftgelenk

---

<sup>18</sup> Fa. Synbone (Schweiz), ArtNr. 4060

stabilisieren. Die Nylonschnüre inserierten gemeinsam an einem Punkt, der der Position des Trochanter major nachempfunden wurde. Gegen eine Verkipfung des Beckens in der Sagittalebene und nach ventral wurde zusätzlich eine Nylonschnur in der Verlaufsrichtung des M. quadratus femoris (Tuber ischiadicum – Crista intertrochanterica) dorsal befestigt

Alle eingesetzten Modelle wurden zunächst vermessen und visuell auf Schäden kontrolliert. Die erhobenen Beckenmaße zeigten eine sehr gute Vergleichbarkeit untereinander mit Standardabweichungen zwischen 0,8 und maximal 1,5. Keines der Kunststoffmodelle wies Schäden auf. Auch durch andere Arbeitsgruppen ist inzwischen berichtet worden, dass es durch den Einsatz von Kunststoffmodellen möglich ist, statistisch verwertbare und reproduzierbare Aussagen zu machen (54;111). Die jeweilige Normalverteilung der Werte und die geringen Standardabweichungen bestätigen dies. Aufgrund von möglichen Materialunterschieden mit resultierender unterschiedlicher Festigkeit der Kunststoffmodelle wurden alle drei getesteten Osteosynthesen jeweils in alternierender Reihenfolge am gleichen Modell getestet.

In den Untersuchungen zur Auszugkraft erfordert das Kunststoffmodell im Vergleich zu den anatomischen Präparaten einen deutlich höheren Kraftaufwand, der zum Schraubenausriss führt. Bei einer programmierten maximalen Auszugkraft von 800 N konnte ein Schraubenausriss bei einer Kraft von 739 N nur am Sakrum erreicht werden. Das Kunststoffmodell ermöglicht somit auch sichere Bewegungsanalysen in höheren Belastungsbereichen.

Die Kunststoffmodelle zeigten eine gute Vergleichbarkeit mit den bereits beschriebenen Bewegungsmustern der transforaminalen Sakrumfraktur im Einbeinstande unter Einsatz von unfixierten Humanpräparaten (79;81;101). Bezüglich der Hauptbewegungsrichtungen fanden sich identische Verhältnisse der Kunststoffmodelle im Vergleich mit den getesteten formalinfixierten anatomischen Modellen. Bei fehlender Eigenschaft einer im Humanpräparat weicheren Spongiosa, zeigt das Modell eine Schwäche in der Erkennung von Kompressionsbewegungen.

Das Einbeinstandmodell als „worst case szenario“ ist bereits von anderen Arbeitsgruppen als Standard zur biomechanischen Testung am Becken eingeführt worden (25;54;62;80;81;84;96;101;104;111;116;119;140). Der Versuchsaufbau war abgesehen von der Verwendung von Kunststoffmodellen und dem Einsatz eines Kugelaufbaus statt einer Andruckplatte absolut vergleichbar. Der Kugelaufbau ermöglichte eine viel höhere Lastapplikation als in anderen Studien bei größerer Sicherheit und hohem querkraftfreiem Bewegungsspiel. Nichtsdestotrotz barg der Einsatz des Kugelaufbaus auch die Gefahr des Ausbruchs der Andruckkugel, wie in zwei Fällen (Becken 3: 711 N; Becken 6: 504 N) zu beobachten war. Beide Versuche wurden nicht in die Auswertung einbezogen.

## 5.2 Versuchsaufbau, anatomisches Modell

Als anatomische Modelle fanden formalin- und anschließend kältekonservierte menschliche Beckenpräparate Verwendung. Hinsichtlich der Stabilität des menschlichen Knochens wäre eine Versuchsdurchführung an nicht-konservierten Präparaten wünschenswert, da es im Rahmen der Konservierung auch zur Dekalzifizierung des Knochens kommen kann. Unkonservierte Präparate stellen ein beträchtliches logistisches Problem dar, so dass nur wenige Studien auf solche Präparate zurückgreifen (79;80). Selbst konservierte Humanpräparate sind nur in limitiertem Umfang verfügbar.

Die biomechanischen Versuche am anatomischen Modell geschahen analog zu denen der Kunststoffmodelle. Die Präparate wurden unter Belassung der Bandverbindungen und Absetzen von Muskulatur und Lendenwirbelsäule sowie der Entfernung des umgebenden Weichteilgewebes explantiert. Erneut wurden die relevanten stabilisierenden Muskelzüge durch Nylonschnüre simuliert. Die Testung am Gesamtpräparat mit der in vivo relevanten Stabilisierung durch den vollständigen umgebenden Muskelmantel wäre zwar deutlich realitätsnäher, ist aber nur bedingt praktikabel (111), so dass durch die Simulation zumindest eine Teilstabilisierung erreicht wurde.

Aufgrund der unterschiedlichen Beschaffenheit der anatomischen Präparate ist es, wie auch schon von anderen Arbeitsgruppen beobachtet (62;80;81;96;104;105;107;131), äußerst schwierig, statistisch verwertbare Resultate zu erlangen. Nach zunächst visueller Kontrolle wurden die Präparate einer Knochendichtemessung unterzogen, worunter ein Knochendichteindex zwischen  $0,527 \text{ g/cm}^2$  und  $1,19 \text{ g/cm}^2$  zu beobachten war. Das Alter der durchweg weiblichen Spender lag zwischen 80 und 90 Jahren. In den Vorversuchen zeigten die anatomischen Präparate im Vergleich zu den Kunststoffmodellen bereits deutliche Unterschiede in der tolerierten Maximallast, so dass diese von vorneherein von 800 N auf 200N reduziert wurde. Die applizierte Last der Setzzyklen wurde ebenso von 400 N auf 150 N gesenkt. Nach Abschluss der biomechanischen Versuche wurden an definierten Stellen eines jeden Humanpräparates Ausrissversuche durchgeführt. Hier zeigte sich eine große Schwankungsbreite sowohl der Präparate untereinander, als auch der einzelnen Auszugpositionen. Bei allen anatomischen Becken war bei supraacetabulärer Schraubenlage eine höhere Auszugkraft erforderlich, bei allen Becken war die Auszugkraft am Sakrum geringer als supraacetabulär. Becken mit einer hohen Knochendichte wiesen höhere Werte für die Auszugkraft auf als Becken mit einer geringen Knochendichte.

Unter der gegebenen Schwankungsbreite wurde nur eine begrenzte Testreihe an Humanpräparaten durchgeführt, um die gewonnenen Ergebnisse der biomechanischen Versuche an den Kunststoffmodellen zu validieren.

### 5.3 Messverfahren

Nur wenige biomechanische Studien der Beckenringfrakturen führten dreidimensionale Bewegungsmessungen in der Frakturebene durch (80;81;101;119;129). Die bislang üblichen Messverfahren umfassen Dehnungsmessstreifen, mit denen zwar Translationen, aber keine Rotationen gemessen werden können, elektromagnetische Messverfahren, die einer sensornahen metallfreien Versuchsanordnung bedürfen und optische Systeme,

deren Marker frei von den jeweiligen Kameras eingesehen werden und daher aufwendig kalibriert werden müssen.

Wir entschieden uns für den 3D Motion Analyzer der Firma Zebris<sup>19</sup>. Hierbei handelt es sich um ein ultraschallbasiertes System zur dreidimensionalen Echtzeit-Bewegungsanalyse mittels eines Sensorpaares, bestehend aus einer Ultraschallquelle und einem Ultraschallempfänger. Das Messsystem erlaubt das Erfassen sowohl der Translationen, als auch der Rotationen und ist aufgrund der Ultraschalltechnik unabhängig von metallischen Einflüssen, so dass eine dem Implantat und somit auch dem Frakturspalt nahe Verwendung möglich ist.

Eine Limitierung erfährt das System lediglich 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 Beckenringes stellten kein Hindernis für die gestellten Anforderungen dar, so dass eine problemlose Kalibrierung möglich war. Als geeignete Position zur Befestigung des Sensorpaares stellte sich in Vorversuchen die Crista sacralis lateralis heraus, in welcher Schanz'sche Schrauben fest im Os sakrum eingebracht werden konnten.

Eine von der Firma Zebris für unsere Anforderungen adaptierte Software<sup>20</sup> errechnete im Rahmen der Kalibrierung die Raumorientierung des Sensorpaares und erlaubte die Definition frei wählbarer Messpunkte. Wir wählten unseren Messpunkt im Zentrum des S1-Pedikels, der als wesentlicher Stabilisator des Os sakrum und damit des dorsalen Beckenrings gilt (36). Über die Fähigkeit der Software zur Darstellung der Messergebnisse zum einen in Form einer Verlaufskurve der jeweiligen Koordinate und zum anderen auch als dreidimensionale graphische Simulation zweier sich gegeneinander bewogender Rechteckstrukturen, konnten sowohl in Echtzeit, als auch in der Nachschau die Bewegungsmuster ausgiebig analysiert werden. Die Datenerfassung mit einer Messrate von 5 kHz ermöglichte eine lückenlose Darstellung der Bewegung.

Das Auflösungsvermögen des Messsystems wird vom Hersteller mit 0,1 mm Translation und 0,1° Rotation angegeben. Sowohl in eigenen Voruntersuchungen,

---

<sup>19</sup> Fa. Zebris, Isny, CMS70P

<sup>20</sup> Fa. Zebris, Isny, WinBiomechanics v0.1.9



als auch in gemeinsamen Messungen in der Entwicklungswerkstatt des Herstellers konnten die Angaben der Messgenauigkeit mit Hilfe von Kreuztischmessungen bestätigt werden.

#### 5.4 Implantatwahl, Winkelstabile Kleinfragmentplatte

Die Auswahl der Implantate erfolgte auf dem Hintergrund der Erfüllung der chirurgischen Forderung nach einem möglichst kleinen, wenig traumatisierenden operationstechnischen Zugang (6;51;90), da besonders im Bereich des Beckens mit einer deutlich erhöhten Rate postoperativer Wundinfektionen zu rechnen ist (83;119). Unter den aktuell klinisch verwendeten Implantaten entspricht dieser Anforderung die schon 1934 von Lehmann erstmalig angewendete und im Folgenden von Mayer-Burgdorff 1936 (79) beschriebene Methode der transiliosakralen Schraubenosteosynthese und die von Pohlemann 1992 entwickelte Kleinfragmentplatte (81). Bezüglich dieser Implantate berücksichtigten wir die Erkenntnisse moderner Frakturversorgung und veränderten darüber hinaus das Implantatdesign der Kleinfragmentplatte im Sinne der Winkelstabilität.

Bei den Transiliosakralen Zugschrauben entschieden wir uns auf dem Boden der aktuellen Studienlage im Vergleich zu anderen Arbeitsgruppen (81;83;101) für den Einsatz zweier Transiliosakralen Zugschrauben, die im Vergleich zu nur einer Schraube bei Frakturen des Sakrums bessere biomechanische Ergebnisse zeigten (129;131) Andere Studien sahen keine Vorteile (96;105). Unter klinischen Gesichtspunkten positionierten wir die zweite Schraube analog zur ersten Schraube im S1 – Pedikel, da Studien eine signifikant niedrigere Rate neurologischer Schäden im Vergleich zur Platzierung im zweiten Pedikel aufwiesen (126). Trotz des Vorteils einer geringen Weichteilexposition bestehen die Nachteile der Transiliosakralen Zugschrauben in der Schädigung der Gelenkflächen des nicht betroffenen Sakroiliakgelenkes durch die Schraubenpenetration und in der Notwendigkeit einer großen Erfahrung des Operateurs wegen der Gefahr der Schraubenfehlage im Bereich der Nervenwurzeln (79;123) und des Zentralkanals, sowie in der ausschließlich geschlossen möglichen Reposition. Hilfestellung bezüglich der

anspruchsvollen Operationstechnik bietet die intraoperative Bildgebung und zeigt eine verbesserte Präzision (30;112;114;125). Sie stellt jedoch einen nicht unerheblichen apparativen und zeitlichen Mehraufwand dar (30). Die geschlossene Reposition ist ungenauer als eine offene (30;64), weist dafür aber eine geringere Zugangsmorbidität auf. Der Vergleich zwischen offener und geschlossener Reposition wird kontrovers diskutiert (117). So sehen einige Studien den Vorteil auf Seiten der offenen Reposition (16;64) und andere erachten das Outcome als vergleichbar (30).

Die Kleinfragmentplatte bietet über die erfüllte Forderung einer nur geringen Weichteilexposition hinaus die Möglichkeit einer ausreichenden Übersicht für eine eventuell notwendige Nervenfreilegung und Dekompression der Nervenwurzeln, sowie für eine offene Reposition, durch jeweils direkte Visualisierung des Frakturspaltes. Die iatrogene Schädigung des intakten Sakroiliakgelenkes kann umgangen werden, da die Verankerung der Schrauben ausschließlich im Os sakrum selbst erfolgt, wobei Untersuchungen zeigen konnten, dass auch in dieser anatomisch komplizierten Region Bereiche bestehen, in denen mit relativ großer Sicherheit ein Implantat verankert werden kann (4;69).

Zum Einbringen der Implantate ist ein dorsaler Zugang erforderlich. Im Vergleich zum in der Literatur beschriebenen anterioren Zugang zeichnet sich der dorsale Zugang durch gute Einsicht der Frakturlinie und der Nervenwurzeln mit der Möglichkeit der Dekompression sowie durch eine Verminderung des Blutverlustes aus (45). Der anteriore Zugang birgt bei ebenfalls guter Einsicht ein erhöhtes Risikopotential durch die Nähe zu zentralen neurovaskulären Strukturen (119;127).

Im Vergleich zu anderen, zum Teil voluminösen Implantaten, stellt die Rückenlage des Patienten im postoperativen Verlauf kein Hindernis dar, da eine subkutane Vorwölbung der Implantate mit Störung der Wundheilung (119), aufgrund des flachen Designs nicht zu beobachten ist.

Die Vorteile des Kleinfragmentimplantates liegen in:

- Geringe Weichteilexposition.
- Möglichkeit zur offenen Reposition.
- Keine Schädigung des intakten Sakroiliakalgelenkes durch ausschließliche Abstützung der Schrauben im Os sakrum.
- Direkte Visualisierung der Frakturebene.
- Gute intraoperative Übersicht im Hinblick auf Nervenfreilegung und Dekompression.
- Verminderte Komplikationen durch dorsalen Zugang.
- Durch flaches Plattendesign keine subkutane Vorwölbung die die Wundheilung bei postoperativer Rückenlage des Patienten stören könnte.

Nach neuen Erkenntnissen in der Frakturversorgung erweiterten wir das Implantatdesign der Kleinfragmentplatte im Sinne der Winkelstabilität, die den Vorteil eines festen Verbundes zwischen Implantat und Schraube bietet und daher gewährleistet, dass sich die Schrauben nicht sekundär im Verhältnis zur Platte bewegen. Translationen und Rotationen der Fraktursegmente gegeneinander werden somit reduziert. Bisher sind winkelstabile Osteosynthesen im Bereich des Beckenringes noch nicht etabliert.

In der vorgestellten Winkelstabilen Kleinfragmentplatte sind folgende Innovationen enthalten:

- Winkelstabile Weiterentwicklung der herkömmlichen Kleinfragmentplatte durch das Einfügen von Gewinden für die Schraubenlöcher.
- Vorgegebene Schraubenrichtung adaptiert an die anatomischen Gegebenheiten des Os sakrum für eine möglichst lange Knochendeckung der Schraube.

Als Nachteile der beiden Kleinfragmentimplantate ist die, wenn auch im Vergleich zu den meisten anderen gängigen Implantaten, geringe Weichteilexposition zu nennen, die insbesondere Wundinfektionen nach sich ziehen kann. Da es sich bei Patienten mit instabilen Sakrumfrakturen meist um polytraumatisierte Patienten handelt, ist das operative Lagern in Bauchlage ohnehin schon mit einer erhöhten Belastung für den

Patienten verbunden. Oftmals zeitgleich bestehende Verletzungen des vorderen Beckenringes, die der operativen Stabilisierung bedürfen, bedingen eine Umlagerung des Patienten im Verlauf der Operation und somit eine erneute Stressbelastung für den Patienten und auch erhöhte logistische Anforderungen an das Operationsteam. Das nicht winkelstabile Kleinfragmentimplantat zeigte in klinischen Beobachtungen gehäuft sekundäre Schraubenlockerungen.

## 5.5 Ergebnisse der biomechanischen 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. Die Versuche wurden im Einbeinstandmodell (25;54;62;80;81;104;116), Zweibeinstandmodell (17;93;105-107;132), mit vertikaler Lastapplikation (2;80;81;97;101) oder lateraler Kompression (48) durchgeführt. Die applizierte Last variierte dabei zwischen 250 bis 2000 N. Die meisten Autoren benutzten verschiedene Kombinationen anteriorer oder posteriorer Osteosyntheseverfahren (2;25;48;54;59;80;81;93;97;101;104;106;116;119;129;132). Manche Studien nutzten nur anteriore (62;106;107;119), andere nur posteriore (17;104-106) Verfahren. Einige der untersuchten Osteosynthesen sind inzwischen nicht mehr im klinischen Gebrauch. In der Literatur erwiesen sich alle Osteosynthesen des hinteren Beckenringes hinsichtlich ihrer Stabilität dem intakten Beckenring unterlegen (17;59;62;96;105;116;132).

Zur Fixation der transforaminalen Sakrumfraktur wurden hierzu parallele Gewindestäbe, Transiliosakrale Zugschrauben, DC-Plattenosteosynthesen, quere Seilverspannungen, Fixateur-interne-Konstruktionen, lokale Kleinfragmentimplantate und auch Kombinationen der genannten Verfahren in Form von triangulären Osteosynthesen (30;80;101;105) benutzt.

Die Symphyse wurde entweder intakt belassen (105) oder, falls durchtrennt, mittels ein oder zwei Platten oder mittels Metall- oder PDS-Banding stabilisiert (2;25;48;54;59;62;80;81;93;97;104;106;107;116;119;132).

In den meisten Fällen wurden die Frakturbewegungen nur in einer Richtung erfasst (2;17;25;48;59;97;104), in einigen Studien auch an verschiedenen Punkten des Beckens (54;62;93;105-107;116;119;132). Nur wenige Studien führten dreidimensionale Messungen in der Frakturebene durch (19;80;81;101;116;119). Angesichts der multiaxialen Bewegungen und der Komplexität des Beckenringes erscheint dieses jedoch unabdingbar (19;130).

Der Vergleich der Ergebnisse ist aufgrund dieser Inhomogenität somit äußerst schwierig.

Last-Weg-Diagramme wurden bislang nur in einer Studie erstellt und analysiert (80). In Analogie zeigt der Kurvenverlauf typische Setzeffekte, elastisches Verhalten und plastische Verformungen.

Hinsichtlich des Implantatverhaltens in der Bewegungsanalyse wiesen die Transiliosakralen Zugschrauben und das Kleinfragmentimplantat die vorbeschriebenen Bewegungsmuster in beiden Präparatmodellen auf (19). 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 neuentwickelte 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.

Die in unserer Studie untersuchte Kleinfragmentplatte wurde nur in wenigen Studien aufgegriffen (19;80;81) und zeigte dort im Vergleich zu einer Transiliosakralen Zugschraube, die in den Pedikel S 1 eingebracht wurde, ein vergleichbares biomechanisches Ergebnis (81). In unserer Studie erwies sich die Kleinfragmentplatte in Translationen und Rotationen, dem Elastizitätsverhalten sowie in den plastischen Verformungen den Transiliosakralen Zugschrauben unterlegen. Im Vergleich zur zitierten Studie verwandten wir allerdings zwei Schrauben, da diese Technik in aktuellen Studien im Vergleich zu nur einer Schraube überwiegend bessere biomechanische Ergebnisse zeigten (129;131). Die Winkelstabile Kleinfragmentplatte wies im Vergleich zu zwei 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 (80;101). Die Knochendichte korrelierte in unseren Untersuchungen dabei antiproportional mit dem Ausmaß der Bewegung, dem Elastizitätsverhalten, der plastischen Verformung und proportional mit der gemessenen Auszugskraft.

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, so dass nicht nur aus Gründen der Reproduzierbarkeit ein Zielgerät für die Vorbohrungen von Nöten war. Die beiden Kleinfragmentimplantate erwiesen sich von der technischen Seite her als unkompliziert und konnten mühelos über dem Frakturspalt angebracht werden. Hinderlich erwies sich allerdings die vorgegebene Schraubenrichtung bei Verwendung der Winkelstabilen Kleinfragmentplatte. Insbesondere bei Verwendung des winkelstabilen Implantats an zweiter oder dritter Position in der alternierenden Reihenfolge wäre eine flexiblere Schraubenrichtung zur optimalen Schraubenlage 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. Dieses bedingte nach eingehender Analyse des Versuchsablaufs den Schraubenausriss (siehe Abb. 52).

Gemäß den hier gewonnenen biomechanischen Ergebnissen verspricht die Entwicklung eines polyaxialen Kleinfragmentimplantates neue Vorteile. Ein solches Implantat ermöglicht die Ausrichtung der Gewinde adaptiert an die individuellen anatomischen Gegebenheiten direkt vor der Implantation. Spezielle polyaxiale Schrauben können sich mit Verriegelungsgewinden in der Platte bewegen und werden erst nach der Zielbohrung sekundär fixiert.

## 6 Literaturverzeichnis

- (1) Abel MS. Jogger's fracture and other stress fractures of the lumbo-sacral spine. *Skeletal Radiol* 1985; 13(3):221-227.
- (2) Albert MJ, Miller ME, MacNaughton M, Hutton WC. Posterior pelvic fixation using a transiliac 4.5-mm reconstruction plate: a clinical and biomechanical study. *J Orthop Trauma* 1993; 7(3):226-232.
- (3) Arand M, Kinzi L, Gebhard F. Computer-guidance in percutaneous screw stabilization of the iliosacral joint. *Clin Orthop Relat Res* 2004;(422):201-207.
- (4) Asher MA, Strippgen WE. Anthropometric studies of the human sacrum relating to dorsal transsacral implant designs. *Clin Orthop Relat Res* 1986;(203):58-62.
- (5) Balseiro J, Brower AC, Ziessman HA. Scintigraphic diagnosis of sacral fractures. *AJR Am J Roentgenol* 1987; 148(1):111-113.
- (6) Barei DP, Bellabarba C, Mills WJ, Routt ML, Jr. Percutaneous management of unstable pelvic ring disruptions. *Injury* 2001; 32 Suppl 1:SA33-SA44.
- (7) Bell AL, Smith RA, Brown TD, Nepola JV. Comparative study of the Orthofix and Pittsburgh frames for external fixation of unstable pelvic ring fractures. *J Orthop Trauma* 1988; 2(2):130-138.
- (8) Berner W. Biomechanische Untersuchungen am Sakroiliakalgelenk: Topographie - Beanspruchung - operative Stabilisierung. Hannover, Medizinische Hochschule: Habilitationsschrift, 1986.
- (9) Berner W, Oestern HJ, Sorge J. [Ligamentous pelvic ring injuries. Treatment and late results]. *Unfallheilkunde* 1982; 85(9):377-387.
- (10) Blake SP, Connors AM. Sacral insufficiency fracture. *Br J Radiol* 2004; 77(922):891-896.
- (11) Bonin J. Sacral fractures and injuries to the cauda equina. *J Bone Joint Surg Am* 1945; 27:113-127.
- (12) Browner BD, Cole JD, Graham JM, Bondurant FJ, Nunchuck-Burns SK, Colter HB. Delayed posterior internal fixation of unstable pelvic fractures. *J Trauma* 1987; 27(9):998-1006.
- (13) Byrnes DP, Russo GL, Ducker TB, Cowley RA. Sacrum fractures and neurological damage. Report of two cases. *J Neurosurg* 1977; 47(3):459-462.
- (14) Cherin P, Ziza JM, Laredo JD, Bletry O, Godeau P. [A diagnosis to consider: insufficiency fracture of the sacrum]. *Rev Med Interne* 1990; 11(2):163-164.



- (15) Colachis SC, Jr., Worden RE, Bechtol CO, Strohm BR. Movement of the sacroiliac joint in the adult male: A preliminary report. *Arch Phys Med Rehabil* 1963; 44:490-498.
- (16) Cole JD, Blum DA, Ansel LJ. Outcome after fixation of unstable posterior pelvic ring injuries. *Clin Orthop Relat Res* 1996;(329):160-179.
- (17) Comstock CP, van der Meulen MC, Goodman SB. Biomechanical comparison of posterior internal fixation techniques for unstable pelvic fractures. *J Orthop Trauma* 1996; 10(8):517-522.
- (18) Cotty P, Fouquet B, Mezenge C, De Toffol B, Beaulieu F, Valat JP et al. Insufficiency fractures of the sacrum. Ten cases and a review of the literature. *J Neuroradiol* 1989; 16(2):160-171.
- (19) Culemann U, Pohlemann T, Hufner T, Gansslen A. [3-dimensional movement analysis after internal fixation of pelvic ring fractures. A computer simulation]. *Unfallchirurg* 2000; 103(11):965-971.
- (20) Culemann U, Tosounidis G, Reilmann H, Pohlemann T. [Injury to the pelvic ring. Diagnosis and current possibilities for treatment]. *Unfallchirurg* 2004; 107(12):1169-1181.
- (21) Dahmen G, Korn U, Weichel K. [Delayed complications after dislocations and fractures in the pelvic region (author's transl)]. *Arch Orthop Trauma Surg* 1979; 94(1):11-19.
- (22) Dahners LE, Jacobs RR, Jayaraman G, Cepulo AJ. A study of external skeletal fixation systems for unstable pelvic fractures. *J Trauma* 1984; 24(10):876-881.
- (23) De Smet AA, Neff JR. Pubic and sacral insufficiency fractures: clinical course and radiologic findings. *AJR Am J Roentgenol* 1985; 145(3):601-606.
- (24) Denis F, Davis S, Comfort T. Sacral fractures: an important problem. Retrospective analysis of 236 cases. *Clin Orthop Relat Res* 1988; 227:67-81.
- (25) Dujardin FH, Roussignol X, Hossenbaccus M, Thomine JM. Experimental study of the sacroiliac joint micromotion in pelvic disruption. *J Orthop Trauma* 2002; 16(2):99-103.
- (26) Edeiken-Monroe BS, Browner BD, Jackson H. The role of standard roentgenograms in the evaluation of instability of pelvic ring disruption. *Clin Orthop Relat Res* 1989;(240):63-76.
- (27) Egbers HJ, Schroeder L, Havemann D, Böhmer H. Indikation für die äußere Stabilisation von Beckenringfrakturen. *Hefte Unfallheilkunde* 2005; 164:292-293.
- (28) Frigg R. Development of the Locking Compression Plate. *Injury* 2003; 34 Suppl 2:B6-10.

- (29) Fröhlich P, Barnbeck F. Fixateur externe am Becken. Indikation, Montage und Ergebnisse. *Zentralbl Chir* 1987; 112:1501-1507.
- (30) Fuchtmeier B, Maghsudi M, Neumann C, Hente R, Roll C, Nerlich M. [The minimally invasive stabilization of the dorsal pelvic ring with the transiliacal internal fixator (TIFI)--surgical technique and first clinical findings]. *Unfallchirurg* 2004; 107(12):1142-1151.
- (31) Ganz R, Krushell RJ, Jakob RP, Kuffer J. The antishock pelvic clamp. *Clin Orthop Relat Res* 1991;(267):71-78.
- (32) Gibbons KJ, Soloniuk DS, Razack N. Neurological injury and patterns of sacral fractures. *J Neurosurg* 1990; 72(6):889-893.
- (33) Gill K, Bucholz RW. The role of computerized tomographic scanning in the evaluation of major pelvic fractures. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66(1):34-39.
- (34) Goldstein A, Phillips T, Sclafani SJ, Scalea T, Duncan A, Goldstein J et al. Early open reduction and internal fixation of the disrupted pelvic ring. *J Trauma* 1986; 26(4):325-333.
- (35) Griffin DR, Starr AJ, Reinert CM, Jones AL, Whitlock S. Vertically unstable pelvic fractures fixed with percutaneous iliosacral screws: does posterior injury pattern predict fixation failure? *J Orthop Trauma* 2003; 17(6):399-405.
- (36) Gunterberg B. Effects of major resection of the sacrum. Clinical studies on urogenital and anorectal function and a biomechanical study on pelvic strength. *Acta Orthop Scand Suppl* 1976; 162:1-38.
- (37) Gunterberg B, Goldie I, Slatis P. Fixation of pelvic fractures and dislocations. An experimental study on the loading of pelvic fractures and sacro-iliac dislocations after external compression fixation. *Acta Orthop Scand* 1978; 49(3):278-286.
- (38) Gylling SF, Ward RE, Holcroft JW, Bray TJ, Chapman MW. Immediate external fixation of unstable pelvic fractures. *Am J Surg* 1985; 150(6):721-724.
- (39) Haller J, Kindynis P, Resnick D, Murray WT, Cervilla V. Fatigue fracture of the sacrum: a case report. *Can Assoc Radiol J* 1989; 40(5):277-278.
- (40) Harrington PR, Dickson JH. Spinal instrumentation in the treatment of severe progressive spondylolisthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1976;(117):157-163.
- (41) Haslhofer L. Die Untersuchungen über die Gelenke des Beckenrings mit besonderer Berücksichtigung ihrer Veränderungen durch Schwangerschaft und Geburt. *Arch Gynäkol* 1937; 147:169-303.
- (42) Havemann D. Der Fixateur externe bei Beckenringfrakturen. *Op-Journal* 1997; 13:42-45.
- (43) Havemann D, Schroeder L. Behandlung von Beckenringfrakturen mit Fixateur externe. *Aktuel Traumatol* 1982; 12:83-85.

- (44) Henderson RC. The long-term results of nonoperatively treated major pelvic disruptions. *J Orthop Trauma* 1989; 3(1):41-47.
- (45) Hessmann MH, Rommens PM. Transverse fracture-dislocation of the sacrum: a diagnostic pitfall and a surgical challenge. *Acta Chir Belg* 2002; 102(1):46-51.
- (46) Heuck F, Schneider R. [Detection of occult fractures of the pelvic bones by roentgen computed tomography]. *Radiologe* 1985; 25(3):114-120.
- (47) Hoffmann R, McKellop HA, Sarmiento A, Lu B, Ebramzadeh E. [Three-dimensional measurement of fracture gap motion. Biomechanical study of experimental tibial fractures with anterior clasp fixator and ring fixator]. *Unfallchirurg* 1991; 94(8):395-400.
- (48) Hofmann D. Vergleichende Untersuchung verschiedener Stabilisierungsverfahren bei der Luxation der Beckenhalbgelenke. *Unfallchirurgie* 1991; 17:247-252.
- (49) Jackson H, Kam J, Harris JH, Jr., Harle TS. The sacral arcuate lines in upper sacral fractures. *Radiology* 1982; 145(1):35-39.
- (50) Jones JW. Insufficiency fracture of the sacrum with displacement and neurologic damage: a case report and review of the literature. *J Am Geriatr Soc* 1991; 39(3):280-283.
- (51) Josten C, Schildhauer TA, Muhr G. [Therapy of unstable sacrum fractures in pelvic ring. Results of of osteosynthesis with early mobilization]. *Chirurg* 1994; 65(11):970-975.
- (52) Kach K, Trentz O. [Distraction spondylodesis of the sacrum in "vertical shear lesions" of the pelvis]. *Unfallchirurg* 1994; 97(1):28-38.
- (53) Kellam JF. The role of external fixation in pelvic disruptions. *Clin Orthop Relat Res* 1989;(241):66-82.
- (54) Kraus E, Schlickewei W, Cordey J, Wahl D, Kuner EH, Perren SM. [Method for measuring the comparative stability of osteosynthesis in the dorsal pelvic ring]. *Unfallchirurgie* 1998; 24(1):25-31.
- (55) Kricun J. Fractures of the pelvis. *Orthop Clinics North Americ* 1990; 21:573-590.
- (56) Krueger P, Hartge S, Schweiberer L. Wandel und Fortschritte in der operativen Behandlung von Frakturen des Beckenrings und des Acetabulums. *Orthopädie* 1989; 18:171-179.
- (57) Latenser BA, Gentilello LM, Tarver AA, Thalgott JS, Batdorf JW. Improved outcome with early fixation of skeletally unstable pelvic fractures. *J Trauma* 1991; 31(1):28-31.
- (58) Lehmann J. Luxation einer Beckenhälfte. *Zentralbl Chir* 1937; 37:2149-2152.

- (59) Leighton RK, Waddell JP, Bray TJ, Chapman MW, Simpson L, Martin RB et al. Biomechanical testing of new and old fixation devices for vertical shear fractures of the pelvis. *J Orthop Trauma* 1991; 5(3):313-317.
- (60) Lippert. *Lehrbuch Anatomie*. Urban & Fischer Bei Elsevier, 2003.
- (61) Lundin B, Bjorkholm E, Lundell M, Jacobsson H. Insufficiency fractures of the sacrum after radiotherapy for gynaecological malignancy. *Acta Oncol* 1990; 29(2):211-215.
- (62) 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; 11(8):590-593.
- (63) Matta JM, Saucedo T. Internal fixation of pelvic ring fractures. *Clin Orthop Relat Res* 1989;(242):83-97.
- (64) Matta JM, Tornetta P, III. Internal fixation of unstable pelvic ring injuries. *Clin Orthop Relat Res* 1996;(329):129-140.
- (65) McLaren AC, Rorabeck CH, Halpenny J. Long-term pain and disability in relation to residual deformity after displaced pelvic ring fractures. *Can J Surg* 1990; 33(6):492-494.
- (66) Mears DC, Capito CP, Deleeuw H. Posterior pelvic disruptions managed by the use of the Double Cobra Plate. *Instr Course Lect* 1988; 37:143-150.
- (67) Mears DC, Fu FH. Modern concepts of external skeletal fixation of the pelvis. *Clin Orthop Relat Res* 1980;(151):65-72.
- (68) Medelman J. Fractures of the sacrum and their incidence in fractures of the pelvis. *Am J Roentgenol* 1939; 152:43-47.
- (69) Mirkovic S, Abitbol JJ, Steinman J, Edwards CC, Schaffler M, Massie J et al. Anatomic consideration for sacral screw placement. *Spine* 1991; 16(6 Suppl):S289-S294.
- (70) Montana MA, Richardson ML, Kilcoyne RF, Harley JD, Shuman WP, Mack LA. CT of sacral injury. *Radiology* 1986; 161(2):499-503.
- (71) Moss MC, Bircher MD. Volume changes within the true pelvis during disruption of the pelvic ring--where does the haemorrhage go? *Injury* 1996; 27 Suppl 1:S-3.
- (72) Mouhsine E, Wettstein M, Schizas C, Borens O, Blanc CH, Leyvraz PF et al. Modified triangular posterior osteosynthesis of unstable sacrum fracture. *Eur Spine J* 2005.
- (73) Nelson DW, Duwelius PJ. CT-guided fixation of sacral fractures and sacroiliac joint disruptions. *Radiology* 1991; 180(2):527-532.

- (74) Nerlich M, Pohlemann T. Zeitsensitivität in der klinischen Primärversorgung des Polytraumas. 1989. MHH Hannover.  
Ref Type: Report
- (75) Northrop CH, Eto RT, Loop JW. Vertical fracture of the sacral ala. Significance of non-continuity of the anterior superior sacral foraminal line. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med* 1975; 124(1):102-106.
- (76) Nothofer W, Thonke N, Neugebauer R. [Therapy of unstable sacrum fractures in pelvic ring fractures with dorsal sacrum distraction osteosynthesis]. *Unfallchirurg* 2004; 107(2):118-127.
- (77) Peltier LF. Joseph Francois Malgaigne and Malgaigne's fracture. *Surgery* 1958; 44(4):777-784.
- (78) Pennal GF, Tile M, Waddell JP, Garside H. Pelvic disruption: assessment and classification. *Clin Orthop Relat Res* 1980;(151):12-21.
- (79) Pohlemann T. Die Therapie der Sakrumfraktur. *Hefte zu der Unfallchirurgie* 1998.
- (80) Pohlemann T, Angst M, Schneider E, Ganz R, Tscherne H. Fixation of transforaminal sacrum fractures: a biomechanical study. *J Orthop Trauma* 1993; 7(2):107-117.
- (81) Pohlemann T, Culemann U, Tscherne H. [Comparative biomechanical studies of internal stabilization of trans-foraminal sacrum fractures]. *Orthopade* 1992; 21(6):413-421.
- (82) Pohlemann T, Gansslen A, Kiessling B, Bosch U, Haas N, Tscherne H. [Determining indications and osteosynthesis techniques for the pelvic girdle]. *Unfallchirurg* 1992; 95(4):197-209.
- (83) Pohlemann T, Gansslen A, Tscherne H. [Fracture of the sacrum]. *Unfallchirurg* 2000; 103(9):769-786.
- (84) Pohlemann T, Krettek C, Hoffmann R, Culemann U, Gansslen A. [Biomechanical comparison of various emergency stabilization measures of the pelvic ring]. *Unfallchirurg* 1994; 97(10):503-510.
- (85) Pohlemann T, Lippuner K, Witschger P., Ganz R. *Die Notfallbeckenzwinge*. 1990. Bern.  
Ref Type: Report
- (86) Ragnarsson B, Jacobsson B. Epidemiology of pelvic fractures in a Swedish county. *Acta Orthop Scand* 1992; 63(3):297-300.
- (87) Rommens P, Hartwig T, Wissing H, Schmit-Neuerburg KP. Diagnosis and treatment of unstable fractures of the pelvic ring. *Acta Chir Belg* 1986; 86(6):352-359.

- (88) Rommens P, Wissing H, Serdarevic M. [Significance of computerized tomography in the diagnosis and therapy of fractures of the posterior pelvic ring and hip joint]. *Unfallchirurgie* 1987; 13(1):32-37.
- (89) Rommens PM, Gielen J, Broos PL. [The role of CT in diagnosis and therapy of fractures of the pelvic girdle]. *Unfallchirurg* 1992; 95(4):168-173.
- (90) Routt ML, Jr., Nork SE, Mills WJ. Percutaneous fixation of pelvic ring disruptions. *Clin Orthop Relat Res* 2000;(375):15-29.
- (91) Routt ML, Jr., Simonian PT. Closed reduction and percutaneous skeletal fixation of sacral fractures. *Clin Orthop Relat Res* 1996;(329):121-128.
- (92) Roy-Camille R, Saillant G, Gagna G, Mazel C. Transverse fracture of the upper sacrum. Suicidal jumper's fracture. *Spine* 1985; 10(9):838-845.
- (93) Rubash HE, Brown TD, Nelson DD, Mears DC. Comparative mechanical performances of some new devices for fixation of unstable pelvic ring fractures. *Med Biol Eng Comput* 1983; 21(6):657-663.
- (94) Rüter A, Braun W. Die Verwendung des Fixateur externe bei Beckenringverletzungen. *Hefte Unfallheilkunde* 1986; 181:582-589.
- (95) Sabiston CP, Wing PC. Sacral fractures: classification and neurologic implications. *J Trauma* 1986; 26(12):1113-1115.
- (96) Sagi HC, Ordway NR, DiPasquale T. Biomechanical analysis of fixation for vertically unstable sacroiliac dislocations with iliosacral screws and symphyseal plating. *J Orthop Trauma* 2004; 18(3):138-143.
- (97) Sar C., Kilicoglu O. S1 pediculoiliac screw fixation in instabilities of the sacroiliac complex: biomechanical study and report of two cases. *J Orthop Trauma* 2003; 17:262-270.
- (98) Scheib JS. Radiologic case study. Sacral insufficiency fracture. *Orthopedics* 1989; 12(9):1271, 1274-1271, 1276.
- (99) Schiebler, Schmidt. *Anatomie*. Springer, Berlin, 2003.
- (100) Schildhauer TA, Josten C, Muhr G. Triangular osteosynthesis of vertically unstable sacrum fractures: a new concept allowing early weight-bearing. *J Orthop Trauma* 1998; 12(5):307-314.
- (101) Schildhauer TA, Ledoux WR, Chapman JR, Henley MB, Tencer AF, Routt ML, Jr. Triangular osteosynthesis and iliosacral screw fixation for unstable sacral fractures: a cadaveric and biomechanical evaluation under cyclic loads. *J Orthop Trauma* 2003; 17(1):22-31.
- (102) Schmidek HH, Smith DA, Kristiansen TK. Sacral fractures. *Neurosurgery* 1984; 15(5):735-746.

- (103) Schneider R, Yacovone J, Ghelman B. Unsuspected sacral fractures: detection by radionuclide bone scanning. *AJR Am J Roentgenol* 1985; 144(2):337-341.
- (104) Shaw JA, Mino DE, Werner FW, Murray DG. Posterior stabilization of pelvic fractures by use of threaded compression rods. Case reports and mechanical testing. *Clin Orthop Relat Res* 1985;(192):240-254.
- (105) Simonian PT, Routt C., Harrington R. Internal fixation for the transforaminal sacral fracture. *Clin Orthop* 1996; 323:202-209.
- (106) Simonian PT, Routt ML, Jr., Harrington RM. Biomechanical simulation of the anteroposterior compression injury of the pelvis. An understanding of instability and fixation. *Clin Orthop* 1994; 309:245-256.
- (107) Simonian PT, Routt ML, Jr., Harrington RM, Tencer AF. 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* 1994; 8(6):476-482.
- (108) Slätis P, Kraharju E. External fixation of unstable pelvic fractures. *Clin Orthop* 1980; 151:73-79.
- (109) Sommer C. Fixation of transverse fractures of the sternum and sacrum with the locking compression plate system: two case reports. *J Orthop Trauma* 2005; 19(7):487-490.
- (110) Stöckle U, Hoffmann R, König B, Südkamp N, Haas N. Differenziertes Therapiekonzept für den posterioren Beckenring bei Becken-C-Verletzungen. *Hefte zu der Unfallchirurgie* 1997; 268:283-287.
- (111) Stockle U, Going T, König B, Haase N, Duda G, Haas NP. [Dorsal oblique pelvic fixator: development and biomechanical testing]. *Unfallchirurg* 2000; 103(8):618-625.
- (112) Stockle U, König B, Schaffler A, Zschoernack T, Haas NP. [Clinical experience with the Siremobil Iso-C(3D) imaging system in pelvic surgery.]. *Unfallchirurg* 2005.
- (113) Stockle U, König B, Schaser K, Melcher I, Haas NP. [CT and fluoroscopy based navigation in pelvic surgery]. *Unfallchirurg* 2003; 106(11):914-920.
- (114) Stockle U, König B, Schaser K, Melcher I, Haas NP. [CT and fluoroscopy based navigation in pelvic surgery]. *Unfallchirurg* 2003; 106(11):914-920.
- (115) Stockle U, Krettek C, Pohlemann T, Messmer P. Clinical applications--pelvis. *Injury* 2004; 35 Suppl 1:S-56.
- (116) Stocks GW, Gabel GT, Noble PC, Hanson GW, Tullos HS. Anterior and posterior internal fixation of vertical shear fractures of the pelvis. *J Orthop Res* 1991; 9(2):237-245.

- (117) Templeman DC, Simpson T, Matta JM. Surgical management of pelvic ring injuries. *Instr Course Lect* 2005; 54:395-400.
- (118) Tiemann AH, Schmidt C, Josten C. [Triangular vertebropelvine stabilisation of unstable posterior pelvic ring fractures]. *Zentralbl Chir* 2003; 128(3):202-208.
- (119) Tile M. Fractures of the pelvis and acetabulum. Williams&Williams Verlag Baltimore, 1984.
- (120) Tile M. Pelvic ring fractures: should they be fixed? *J Bone Joint Surg Br* 1988; 70(1):1-12.
- (121) Tile M. Acute Pelvic Fractures: I. Causation and Classification. *J Am Acad Orthop Surg* 1996; 4(3):143-151.
- (122) Tile M, Pennal GF. Pelvic disruption: principles of management. *Clin Orthop Relat Res* 1980;(151):56-64.
- (123) Tonetti J, Cazal C, Eid A, Badulescu A, Martinez T, Vouaillat H et al. [Neurological damage in pelvic injuries: a continuous prospective series of 50 pelvic injuries treated with an iliosacral lag screw]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2004; 90(2):122-131.
- (124) Tscherne H, Pohlemann T. Tscherne Unfallchirurgie - Becken und Acetabulum. Springer, 1998.
- (125) van den Bosch EW, van Zwienen CM, van Vugt AB. Fluoroscopic positioning of sacroiliac screws in 88 patients. *J Trauma* 2002; 53(1):44-48.
- (126) van den Bosch EW, van Zwienen CM, van Vugt AB. Fluoroscopic positioning of sacroiliac screws in 88 patients. *J Trauma* 2002; 53(1):44-48.
- (127) van der Werken C., Van Tets W.F. Intrapelvic intrusion of the lumbosacral spine. *Acta Orthop Belg* 1992; 58:336-339.
- (128) van Gulik TM, Raaymakers EL, Broekhuizen AH, Karthaus AJ. Complications and late therapeutic results of conservatively managed, unstable pelvic ring disruptions. *Neth J Surg* 1987; 39(6):175-178.
- (129) van Zwienen CM, van den Bosch EW, Hoek van Dijke GA, Snijders CJ, van Vugt AB. Cyclic loading of sacroiliac screws in Tile C pelvic fractures. *J Trauma* 2005; 58(5):1029-1034.
- (130) van Zwienen CM, van den Bosch EW, Hoek van Dijke GA, Snijders CJ, van Vugt AB. Cyclic loading of sacroiliac screws in Tile C pelvic fractures. *J Trauma* 2005; 58(5):1029-1034.
- (131) van Zwienen CM, van den Bosch EW, Snijders CJ, Kleinrensink GJ, van Vugt AB. Biomechanical comparison of sacroiliac screw techniques for unstable pelvic ring fractures. *J Orthop Trauma* 2004; 18(9):589-595.



- (132) Varga E, Hearn T, Powell J, Tile M. Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring. *Injury* 1995; 26(2):75-80.
- (133) Vas WG, Wolverson MK, Sundaram M, Heiberg E, Pilla T, Shields JB et al. The role of computed tomography in pelvic fractures. *J Comput Assist Tomogr* 1982; 6(4):796-801.
- (134) Völkel W. Operative Maßnahmen und Ergebnisse bei Verletzungen des knöchernen Beckenrings. *Unfallchirurgie* 1983; 9:197-201.
- (135) Volpin G, Milgrom C, Goldsher D, Stein H. Stress fractures of the sacrum following strenuous activity. *Clin Orthop Relat Res* 1989;(243):184-188.
- (136) Waldeyer. *Anatomie des Menschen*. Gruyter, 2002.
- (137) Webb LX, Caldwell K. Disruption of the posterior pelvic ring caused by vertical shear. *South Med J* 1988; 81(10):1217-1221.
- (138) Wild JJ, Hanson GW, Tullos HS. Unstable fractures of the pelvis treated by external fixation. *J Bone Joint Surg Am* 1982; 64(7):1010-1020.
- (139) Wörsdörfer O, Magerl F. Sakrumfrakturen. *Hefte Unfallheilkunde* 1980; 149:203-214.
- (140) Yinger K, Scalise J, Olson SA, Bay BK, Finkemeier CG. Biomechanical comparison of posterior pelvic ring fixation. *J Orthop Trauma* 2003; 17(7):481-487.
- (141) Young JW, Burgess AR, Brumback RJ, Poka A. Pelvic fractures: value of plain radiography in early assessment and management. *Radiology* 1986; 160(2):445-451.
- (142) Young JW, Resnik CS. Fracture of the pelvis: current concepts of classification. *AJR Am J Roentgenol* 1990; 155(6):1169-1175.

## 7 Anhang

## 7.1 Tabellen

Statistiken

BECKEN	GRUPPE	N		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum	
		Gültig	Fehlend						
plastik	KRAFT1	platte	5	0	55,3000	55,9000	4,36978	50,20	61,50
		schrauben	5	0	54,2800	51,7000	5,05094	50,10	60,30
		ws	5	0	53,7600	50,7000	4,74162	50,00	59,80
	KRAFT2	platte	5	0	793,0800	795,0000	6,96326	781,70	799,30
		schrauben	5	0	795,3000	799,0000	5,71008	788,10	799,70
		ws	5	0	793,8000	792,8000	3,01745	790,70	797,70
	XTRANS2	platte	5	0	-2,1400	-1,7000	,80498	-3,20	-1,40
		schrauben	5	0	-,4600	-,3000	,42190	-1,20	-,20
		ws	5	0	-1,5600	-1,5000	,62290	-2,50	-,80
	YTRANS2	platte	5	0	-,2400	-,2000	,45056	-,90	,30
		schrauben	5	0	-,3600	-,2000	,23022	-,70	-,20
		ws	5	0	-,4200	-,2000	,49193	-1,20	,00
	ZTRANS2	platte	5	0	-2,4000	-2,5000	,92466	-3,60	-1,00
		schrauben	5	0	-,4000	-,3000	,30000	-,90	-,10
		ws	5	0	-2,1600	-1,8000	1,30499	-3,90	-,80
	XROT2	platte	5	0	1,3200	1,6000	,88148	,30	2,50
		schrauben	5	0	,5800	,6000	,21679	,30	,90
		ws	5	0	,6800	,8000	,61400	,00	1,40
	YROT2	platte	5	0	-2,4600	-2,4000	,92087	-3,40	-1,20
		schrauben	5	0	-1,3600	-,8000	1,31263	-3,30	-,20
		ws	5	0	-2,8800	-2,8000	1,15195	-4,00	-1,10
	ZROT2	platte	5	0	-1,7200	-1,2000	1,09864	-3,20	-,50
		schrauben	5	0	,0600	,1000	,20736	-,20	,30
		ws	5	0	-1,0200	-,8000	,65345	-1,90	-,40
	XSTEIG	platte	5	0	-,002896	-,002269	,001075756	-,004334	-,001944
		schrauben	5	0	-,000618	-,000401	,000561716	-,001602	-,000267
		ws	5	0	-,002113	-,002008	,000862041	-,003420	-,001077
	YSTEIG	platte	5	0	-,000322	-,000278	,000603242	-,001201	,000406
		schrauben	5	0	-,000484	-,000275	,000305094	-,000935	-,000267
		ws	5	0	-,000564	-,000274	,000658434	-,001609	,000000
	ZSTEIG	platte	5	0	-,003239	-,003354	,001215982	-,004806	-,001389
		schrauben	5	0	-,000539	-,000410	,000399815	-,001202	-,000133
		ws	5	0	-,002923	-,002410	,001779792	-,005336	-,001077
	XROTSTEI	platte	5	0	,00177657	,00214650	,001172500	,000417	,003337
		schrauben	5	0	,00078242	,00080214	,000288472	,000400	,001202
		ws	5	0	,00091607	,00109454	,000823404	,000000	,001877
	YROTSTEI	platte	5	0	-,003338	-,003332	,001249000	-,004620	-,001602
		schrauben	5	0	-,001839	-,001095	,001763711	-,004412	-,000267
		ws	5	0	-,003895	-,003817	,001566833	-,005473	-,001481
	ZROTSTEI	platte	5	0	-,002323	-,001631	,001479876	-,004334	-,000694
		schrauben	5	0	,00008047	,00013353	,000280403	-,000274	,000401
		ws	5	0	-,001380	-,001073	,000890602	-,002600	-,000545

## Statistiken

BECKEN	GRUPPE	N		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum	
		Gültig	Fehlend						
anatomisch	KRAFT1	platte	3	0	22,9667	20,2000	4,87887	20,10	28,60
		schrauben	3	0	23,5000	20,2000	5,88982	20,00	30,30
		ws	3	0	20,2000	20,1000	,17321	20,10	20,40
	KRAFT2	platte	3	0	186,2333	190,0000	15,69278	169,00	199,70
		schrauben	3	0	194,0333	199,6000	9,90269	182,60	199,90
		ws	3	0	196,0333	199,7000	6,43765	188,60	199,80
	XTRANS2	platte	3	0	-1,0000	-1,3000	,88882	-1,70	,00
		schrauben	3	0	-1,8000	-2,7000	1,55885	-2,70	,00
		ws	3	0	-,8000	-,3000	1,13578	-2,10	,00
	YTRANS2	platte	3	0	-,3667	-,4000	,25166	-,60	-,10
		schrauben	3	0	-1,4333	-2,2000	1,32791	-2,20	,10
		ws	3	0	-1,2667	-,4000	1,76730	-3,30	-,10
	ZTRANS2	platte	3	0	-,7000	-,8000	,17321	-,80	-,50
		schrauben	3	0	-1,8333	-2,7000	1,50111	-2,70	-,10
		ws	3	0	-2,7333	-2,0000	2,77369	-5,80	-,40
	XROT2	platte	3	0	,5667	,4000	,66583	,00	1,30
		schrauben	3	0	3,6000	5,4000	3,11769	,00	5,40
		ws	3	0	,9333	1,0000	,60277	,30	1,50
	YROT2	platte	3	0	-,5333	-,5000	,35119	-,90	-,20
		schrauben	3	0	-2,8333	-4,2000	2,36714	-4,20	-,10
		ws	3	0	-,9000	-,8000	,65574	-1,60	-,30
	ZROT2	platte	3	0	-,4000	-,5000	,26458	-,60	-,10
		schrauben	3	0	-2,0333	-2,9000	1,58850	-3,00	-,20
		ws	3	0	-,2333	-,2000	,25166	-,50	,00
	XSTEIG	platte	3	0	-,006221	-,007238	,005779904	-,011425	,000000
		schrauben	3	0	-,010926	-,015050	,009556561	-,017728	,000000
		ws	3	0	-,004719	-,001670	,006777755	-,012485	,000000
YSTEIG	platte	3	0	-,004372	-,004957	,001391466	-,005376	-,002784	
	schrauben	3	0	-,011111	-,015050	,009238908	-,017728	-,000556	
	ws	3	0	-,015948	-,011136	,016658168	-,034483	-,002226	
ZSTEIG	platte	3	0	-,002206	-,002227	,001522830	-,003717	-,000672	
	schrauben	3	0	-,008717	-,012263	,008104715	-,014445	,000556	
	ws	3	0	-,007467	-,002226	,010557060	-,019620	-,000557	
XROTSTEI	platte	3	0	,00365458	,00222717	,004539822	,000000	,008737	
	schrauben	3	0	,02185222	,03010033	,019113122	,000000	,035456	
	ws	3	0	,00538439	,00556483	,003627156	,001670	,008918	
YROTSTEI	platte	3	0	-,002562	-,003098	,001798568	-,004032	-,000557	
	schrauben	3	0	-,012325	-,016165	,009870249	-,019698	-,001112	
	ws	3	0	-,001324	-,001189	,001396094	-,002782	,000000	
ZROTSTEI	platte	3	0	-,003357	-,002784	,002455320	-,006048	-,001239	
	schrauben	3	0	-,017181	-,023411	,014548069	-,027577	-,000556	
	ws	3	0	-,005212	-,004454	,003976046	-,009512	-,001669	

## Univariate Varianzanalyse (ohne Abbruchpräparate)

### Tests der Zwischensubjekteffekte

Abhängige Variable: XTRANS2

BECKEN	Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
plastik	Konstanter Term	Hypothese Fehler	26,569	1	26,569	67,362	,000
			1,972	5	,394 <sup>a</sup>		
	GRUPPE	Hypothese Fehler	7,641	2	3,821	9,274	,011
				2,884	7		
	PRÄPNR	Hypothese Fehler	1,972	5	,394	,957	,501
				2,884	7		

a. MS(PRÄPNR)

b. MS(Fehler)

## Post-Hoc-Tests GRUPPE

### Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: XTRANS2

Scheffé

BECKEN	(I) GRUPPE	(J) GRUPPE	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
plastik	platte	schrauben	-1,6800*	,40595	,013	-2,9296	-,4304
		ws	-,5800	,40595	,408	-1,8296	,6696
	schrauben	platte	1,6800*	,40595	,013	,4304	2,9296
		ws	1,1000	,40595	,081	-,1496	2,3496
	ws	platte	,5800	,40595	,408	-,6696	1,8296
		schrauben	-1,1000	,40595	,081	-2,3496	,1496

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

\*. Die mittlere Differenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

## Univariate Varianzanalyse

### Tests der Zwischensubjekteffekte

Abhängige Variable: YTRANS2

BECKEN	Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
plastik	Konstanter Term	Hypothese Fehler	1,820	1	1,820	22,014	,005
			,413	5	8,270E-02 <sup>a</sup>		
	GRUPPE	Hypothese Fehler	5,148E-02	2	2,574E-02	,114	,894
				1,579	7		
	PRÄPNR	Hypothese Fehler	,413	5	8,270E-02	,367	,856
				1,579	7		

a. MS(PRÄPNR)

b. MS(Fehler)

## Post-Hoc-Tests GRUPPE

### Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: YTRANS2

Scheffé

BECKEN	(I) GRUPPE	(J) GRUPPE	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
plastik	platte	schrauben	,1200	,30033	,924	-,8045	1,0445
		ws	,1800	,30033	,839	-,7445	1,1045
	schrauben	platte	-,1200	,30033	,924	-1,0445	,8045
		ws	,0600	,30033	,980	-,8645	,9845
	ws	platte	-,1800	,30033	,839	-1,1045	,7445
		schrauben	-,0600	,30033	,980	-,9845	,8645

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

## Univariate Varianzanalyse

### Tests der Zwischensubjekteffekte

Abhängige Variable: ZTRANS2

BECKEN	Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
plastik	Konstanter Term	Hypothese	38,678	1	38,678	46,288	,001
		Fehler	4,178	5	,836 <sup>a</sup>		
	GRUPPE	Hypothese	10,649	2	5,325	5,811	,033
		Fehler	6,414	7	,916 <sup>b</sup>		
PRÄPNR	Hypothese	Fehler	4,178	5	,836	,912	,524
		Fehler	6,414	7	,916 <sup>b</sup>		

a. MS(PRÄPNR)

b. MS(Fehler)

## Post-Hoc-Tests GRUPPE

### Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: ZTRANS2

Scheffé

BECKEN	(I) GRUPPE	(J) GRUPPE	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
plastik	platte	schrauben	-2,0000*	,60541	,037	-3,8635	-,1365
		ws	-,2400	,60541	,925	-2,1035	1,6235
	schrauben	platte	2,0000*	,60541	,037	,1365	3,8635
		ws	1,7600	,60541	,063	-,1035	3,6235
	ws	platte	,2400	,60541	,925	-1,6235	2,1035
		schrauben	-1,7600	,60541	,063	-3,6235	,1035

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

\*. Die mittlere Differenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

## Univariate Varianzanalyse

### Tests der Zwischensubjekteffekte

Abhängige Variable: XROT2

BECKEN	Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
plastik	Konstanter Term	Hypothese	11,449	1	11,449	27,058	,003
		Fehler	2,116	5	,423 <sup>a</sup>		
	GRUPPE	Hypothese	1,480	2	,740	1,927	,215
		Fehler	2,688	7	,384 <sup>b</sup>		
	PRÄPNR	Hypothese	2,116	5	,423	1,102	,437
		Fehler	2,688	7	,384 <sup>b</sup>		

a. MS(PRÄPNR)

b. MS(Fehler)

## Post-Hoc-Tests GRUPPE

### Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: XROT2

Scheffé

BECKEN	(I) GRUPPE	(J) GRUPPE	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
plastik	platte	schrauben	,7400	,39194	,237	-,4664	1,9464
		ws	,6400	,39194	,323	-,5664	1,8464
	schrauben	platte	-,7400	,39194	,237	-1,9464	,4664
		ws	-,1000	,39194	,968	-1,3064	1,1064
	ws	platte	-,6400	,39194	,323	-1,8464	,5664
		schrauben	,1000	,39194	,968	-1,1064	1,3064

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

## Univariate Varianzanalyse

### Tests der Zwischensubjekteffekte

Abhängige Variable: YROT2

BECKEN	Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
plastik	Konstanter Term	Hypothese	74,347	1	74,347	28,171	,003
		Fehler	13,196	5	2,639 <sup>a</sup>		
	GRUPPE	Hypothese	10,940	2	5,470	15,979	,002
		Fehler	2,396	7	,342 <sup>b</sup>		
	PRÄPNR	Hypothese	13,196	5	2,639	7,709	,009
		Fehler	2,396	7	,342 <sup>b</sup>		

a. MS(PRÄPNR)

b. MS(Fehler)

## Post-Hoc-Tests GRUPPE

### Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: YROT2

Scheffé

BECKEN	(I) GRUPPE	(J) GRUPPE	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
plastik	platte	schrauben	-1,1000	,37004	,057	-2,2390	,0390
		ws	,4200	,37004	,554	-,7190	1,5590
	schrauben	platte	1,1000	,37004	,057	-,0390	2,2390
		ws	1,5200*	,37004	,014	,3810	2,6590
	ws	platte	-,4200	,37004	,554	-1,5590	,7190
		schrauben	-1,5200*	,37004	,014	-2,6590	-,3810

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

\* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

## Univariate Varianzanalyse

### Tests der Zwischensubjekteffekte

Abhängige Variable: ZROT2

BECKEN	Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
plastik	Konstanter Term	Hypothese	11,378	1	11,378	23,459	,005
		Fehler	2,425	5	,485 <sup>a</sup>		
	GRUPPE	Hypothese	8,594	2	4,297	7,023	,021
		Fehler	4,283	7	,612 <sup>b</sup>		
	PRÄPNR	Hypothese	2,425	5	,485	,793	,587
		Fehler	4,283	7	,612 <sup>b</sup>		

a. MS(PRÄPNR)

b. MS(Fehler)

## Post-Hoc-Tests GRUPPE

### Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: ZROT2

Scheffé

BECKEN	(I) GRUPPE	(J) GRUPPE	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
plastik	platte	schrauben	-1,7800*	,49471	,026	-3,3028	-,2572
		ws	-,7000	,49471	,415	-2,2228	,8228
	schrauben	platte	1,7800*	,49471	,026	,2572	3,3028
		ws	1,0800	,49471	,162	-,4428	2,6028
	ws	platte	,7000	,49471	,415	-,8228	2,2228
		schrauben	-1,0800	,49471	,162	-2,6028	-,4428

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

\* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

## Univariate Varianzanalyse

### Tests der Zwischensubjekteffekte

Abhängige Variable: XSTEIG

BECKEN	Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
plastik	Konstanter Term	Hypothese	4,849E-05	1	4,849E-05	67,406	,000
		Fehler	3,597E-06	5	7,193E-07 <sup>a</sup>		
	GRUPPE	Hypothese	1,407E-05	2	7,033E-06	9,347	,011
		Fehler	5,267E-06	7	7,524E-07 <sup>b</sup>		
	PRÄPNR	Hypothese	3,597E-06	5	7,193E-07	,956	,502
		Fehler	5,267E-06	7	7,524E-07 <sup>b</sup>		

a. MS(PRÄPNR)

b. MS(Fehler)

## Post-Hoc-Tests GRUPPE

### Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: XSTEIG

Scheffé

BECKEN	(I) GRUPPE	(J) GRUPPE	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
plastik	platte	schrauben	-,00227716*	*****	,013	-,00396584	-,00058849
		ws	-,00078250	*****	,409	-,00247117	,00090618
	schrauben	platte	,00227716*	*****	,013	,00058849	,00396584
		ws	,00149467	*****	,080	-,00019401	,00318334
	ws	platte	,00078250	*****	,409	-,00090618	,00247117
		schrauben	-,00149467	*****	,080	-,00318334	,00019401

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

\*. Die mittlere Differenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

## Univariate Varianzanalyse

### Tests der Zwischensubjekteffekte

Abhängige Variable: YSTEIG

BECKEN	Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
plastik	Konstanter Term	Hypothese	3,281E-06	1	3,281E-06	22,637	,005
		Fehler	7,247E-07	5	1,449E-07 <sup>a</sup>		
	GRUPPE	Hypothese	9,454E-08	2	4,727E-08	,117	,892
		Fehler	2,837E-06	7	4,053E-07 <sup>b</sup>		
	PRÄPNR	Hypothese	7,247E-07	5	1,449E-07	,358	,862
		Fehler	2,837E-06	7	4,053E-07 <sup>b</sup>		

a. MS(PRÄPNR)

b. MS(Fehler)



## Post-Hoc-Tests GRUPPE

### Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: YSTEIG  
Scheffé

BECKEN	(I) GRUPPE	(J) GRUPPE	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
plastik	platte	schrauben	,00016180	*****	,923	-,00107764	,00140124
		ws	,00024251	*****	,838	-,00099693	,00148194
	schrauben	platte	-,00016180	*****	,923	-,00140124	,00107764
		ws	,00008070	*****	,980	-,00115873	,00132014
	ws	platte	-,00024251	*****	,838	-,00148194	,00099693
		schrauben	-,00008070	*****	,980	-,00132014	,00115873

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

## Univariate Varianzanalyse

### Tests der Zwischensubjekteffekte

Abhängige Variable: ZSTEIG

BECKEN	Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
plastik	Konstanter Term	Hypothese	7,042E-05	1	7,042E-05	46,174	,001
		Fehler	7,625E-06	5	1,525E-06 <sup>a</sup>		
	GRUPPE	Hypothese	1,953E-05	2	9,764E-06	5,892	,032
		Fehler	1,160E-05	7	1,657E-06 <sup>b</sup>		
	PRÄPNR	Hypothese	7,625E-06	5	1,525E-06	,920	,520
		Fehler	1,160E-05	7	1,657E-06 <sup>b</sup>		

a. MS(PRÄPNR)

b. MS(Fehler)

## Post-Hoc-Tests GRUPPE

### Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: ZSTEIG  
Scheffé

BECKEN	(I) GRUPPE	(J) GRUPPE	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
plastik	platte	schrauben	-,00269987*	*****	,037	-,00520585	-,00019388
		ws	-,00031626	*****	,928	-,00282224	,00218973
	schrauben	platte	,00269987*	*****	,037	,00019388	,00520585
		ws	,00238361	*****	,061	-,00012238	,00488960
	ws	platte	,00031626	*****	,928	-,00218973	,00282224
		schrauben	-,00238361	*****	,061	-,00488960	,00012238

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

\*. Die mittlere Differenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

## Univariate Varianzanalyse

### Tests der Zwischensubjekteffekte

Abhängige Variable: XROTSTEI

BECKEN	Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
plastik	Konstanter Term	Hypothese	2,073E-05	1	2,073E-05	27,528	,003
		Fehler	3,766E-06	5	7,531E-07 <sup>a</sup>		
	GRUPPE	Hypothese	2,672E-06	2	1,336E-06	1,957	,211
		Fehler	4,778E-06	7	6,826E-07 <sup>b</sup>		
	PRÄPNR	Hypothese	3,766E-06	5	7,531E-07	1,103	,436
		Fehler	4,778E-06	7	6,826E-07 <sup>b</sup>		

a. MS(PRÄPNR)

b. MS(Fehler)

## Post-Hoc-Tests GRUPPE

### Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: XROTSTEI

Scheffé

BECKEN	(I) GRUPPE	(J) GRUPPE	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
plastik	platte	schrauben	,00099416	*****	,233	-,00061425	,00260257
		ws	,00086050	*****	,318	-,00074791	,00246891
	schrauben	platte	-,00099416	*****	,233	-,00260257	,00061425
		ws	-,00013365	*****	,968	-,00174206	,00147476
	ws	platte	-,00086050	*****	,318	-,00246891	,00074791
		schrauben	,00013365	*****	,968	-,00147476	,00174206

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

## Univariate Varianzanalyse

### Tests der Zwischensubjekteffekte

Abhängige Variable: YROTSTEI

BECKEN	Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
plastik	Konstanter Term	Hypothese	1,360E-04	1	1,360E-04	28,375	,003
		Fehler	2,396E-05	5	4,791E-06 <sup>a</sup>		
	GRUPPE	Hypothese	2,009E-05	2	1,005E-05	15,467	,003
		Fehler	4,546E-06	7	6,495E-07 <sup>b</sup>		
	PRÄPNR	Hypothese	2,396E-05	5	4,791E-06	7,377	,010
		Fehler	4,546E-06	7	6,495E-07 <sup>b</sup>		

a. MS(PRÄPNR)

b. MS(Fehler)

## Post-Hoc-Tests GRUPPE

### Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: YROTSTEI

Scheffé

BECKEN	(I) GRUPPE	(J) GRUPPE	Mittlere Differenz (I-J)	Standardf ehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
plastik	platte	schrauben	-,00149959	*****	,060	-,00306848	,00006931
		ws	,00055732	*****	,576	-,00101158	,00212621
	schrauben	platte	,00149959	*****	,060	-,00006931	,00306848
		ws	,00205690*	*****	,015	,00048801	,00362580
	ws	platte	-,00055732	*****	,576	-,00212621	,00101158
		schrauben	-,00205690*	*****	,015	-,00362580	-,00048801

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

\* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

## Univariate Varianzanalyse

### Tests der Zwischensubjekteffekte

Abhängige Variable: ZROTSTEI

BECKEN	Quelle		Quadratsum me vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
plastik	Konstanter Term	Hypothese	2,072E-05	1	2,072E-05	23,405	,005
		Fehler	4,426E-06	5	8,853E-07 <sup>a</sup>		
	GRUPPE	Hypothese	1,568E-05	2	7,840E-06	7,017	,021
		Fehler	7,821E-06	7	1,117E-06 <sup>b</sup>		
	PRÄPNR	Hypothese	4,426E-06	5	8,853E-07	,792	,587
		Fehler	7,821E-06	7	1,117E-06 <sup>b</sup>		

a. MS(PRÄPNR)

b. MS(Fehler)

## Post-Hoc-Tests GRUPPE

### Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: ZROTSTEI

Scheffé

BECKEN	(I) GRUPPE	(J) GRUPPE	Mittlere Differenz (I-J)	Standardf ehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
plastik	platte	schrauben	-,00240347*	*****	,026	-,00446123	-,00034571
		ws	-,00094331	*****	,416	-,00300107	,00111445
	schrauben	platte	,00240347*	*****	,026	,00034571	,00446123
		ws	,00146016	*****	,162	-,00059760	,00351793
	ws	platte	,00094331	*****	,416	-,00111445	,00300107
		schrauben	-,00146016	*****	,162	-,00351793	,00059760

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

\* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe ,05 signifikant.

## 7.2 Publikationen

- Publikation der vorliegenden Arbeit eingereicht bei „Der Unfallchirurg“, Springer-Verlag

Seelig MA, Culemann U, Pohlemann T

Chirurgische Universitätsklinik, Abteilung für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Homburg/Saar

„Vergleichende biomechanische Untersuchungen zur internen Stabilisierung der transforaminalen Sakrumfraktur: Ist eine winkelstabile Plattenosteosynthese vorteilhaft?“

Zusammenfassung:

Hintergrund: Für die einzelnen Regionen des Beckenringes 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 zwei Transiliosakralen Zugschrauben getestet.

Material und Methoden: Die Implantate wurden an sechs Kunststoffmodellen und drei konservierten anatomischen Modellen untersucht. Eine Beckenringverletzung vom Typ C1 nach Tile wurde durch eine transforaminale Sakrumfraktur und eine Symphysenruptur simuliert. Die Präparate wurden im aufrechten Einbeinstand axialen Belastungen von maximal 800 N für die Kunststoffmodelle und 200 N für die anatomischen Modelle in einer Universal - Materialprüfmaschine ausgesetzt. Mit Hilfe eines ultraschallbasierten Messsystems wurden Translationen (X, Y, Z) und Rotationen ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) erfasst.

Ausgewertet wurden die Parameter Bewegungsmuster, Translation/Rotation, Belastungsgrenze und plastische Verformung.

Ergebnisse: Die nicht-winkelstabile Kleinfragmentplatte war in den meisten Parametern den beiden Transiliosakralen Zugschrauben unterlegen. Das Winkelstabile Implantat zeigte keine signifikanten Unterschiede zur Kleinfragmentplatte und wies im Vergleich zu den beiden Transiliosakralen Zugschrauben vergleichbare Ergebnisse auf, ließ aber erhöhte Rotationen nach ventral und plastische Verformungen zu.

Schlussfolgerung: Das Winkelstabile Kleinfragmentimplantat stellt biomechanisch eine Alternative zu zwei Transiliosakralen Zugschrauben dar. Hinderlich beim Einbringen des Implantats erwies sich die vorgegebene Schraubenrichtung.

Schlüsselwörter: Becken, Transforaminale Sakrumfraktur, Kleinfragmentplatte, winkelstabil, Biomechanik.

- Pajonk FG, Schwertner AK, Seelig MA  
Department of Psychiatry and Psychotherapy, The Saarland University Hospitals, Hamburg, Germany.

“Rapid dose titration of quetiapine for the treatment of acute schizophrenia and acute mania: a case series” (J Psychopharmacol. 2006 Jan;20 (1):119-24. Epub 2005 Oct 4, PMID: 16204326)

Abstract:

To quickly reduce symptoms and to optimize long-term outcome, patients with an acute episode of schizophrenia or mania require prompt treatment intervention. The atypical antipsychotic quetiapine ('Seroquel') has been approved for the treatment of schizophrenia and manic episodes associated with bipolar disorder. For patients with acute symptoms such as aggression or agitation, higher doses of quetiapine than the recommended initiation schedule are often required. This report presents the tolerability findings from rapid initiation with high-dose quetiapine for eight patients who were consecutively admitted with acute symptoms of schizophrenia (n 5) or mania (n 3). The results from this case series show that quetiapine treatment could be safely titrated at a more rapid rate and to doses greater than that described in the current prescribing information. For most patients, rapid dose escalation was well tolerated; no serious side effects were observed and vital clinical parameters were unchanged; one patient experienced transient somnolence. In conclusion, these results suggest that rapid dose escalation of quetiapine could be a useful treatment approach for acutely ill patients with schizophrenia and bipolar mania in order to improve acute symptoms and support the need for randomized controlled trials. However, dose adjustments should be considered with respect to each patient's individual level of tolerability.

### 7.3 Danksagungen

Ich möchte diese Arbeit meinen Eltern Karl Heinz und Renate Seelig sowie meiner Schwester Daniela widmen, die jederzeit hinter mir standen, immer an mich glaubten und mich stets daran erinnerten, unbedingt einen „ganzen Arzt“ in der Familie haben zu wollen.

Mein herzlichster Dank gebührt:

Herrn Prof. Dr. med. T. Pohlemann, der diese Arbeit ins Leben rief, sie überaus schnell korrigierte und besonders in der schweren Anfangsphase, die durch die Etablierung des Aufbaus und die Tücken des Messsystems gekennzeichnet war, immer ein offenes Ohr für mich hatte und mir half, neue Ideen zu entwickeln und kritisch zu diskutieren.

Herrn Dr. med Ulf Culemann, der immer für Fragen bereit stand, mich motivierte, begleitete und mich lehrte, Struktur in meine Vorgehensweise zu bringen und dabei immer gut verständlich zu dokumentieren, so daß aus unserer Vorarbeit schließlich ein funktionierendes biomechanisches Labor entstand, in dem weitere Forschungsarbeiten erfolgen konnten.

Frau Dr. med. Uta Lange, die als Vorgängerin von Ulf Culemann mit mir die Anfangszeit „durchstand“ und mir half den Einstieg in das selbstständige Arbeiten zu finden. Ihren privaten Entschluss, nach Hannover zurückzukehren, bedauerte ich sowohl persönlich, als auch im Hinblick auf die begonnene gemeinsame Forschungsarbeit.

Herrn Dr. med. Becker aus dem anatomischen Institut der Universitätskliniken und Frau Vivienne Vieillot, die den Zugang zu den anatomischen Präparaten ermöglichten.

Herrn Uwe Riedel, für die Hilfe bei den Knochendichtemessungen und Auszugversuchen und für das erneute kritische Überdenken des Versuchsaufbaus und des Messsystems im Vorfeld seiner eigenen Studien im Biomechaniklabor.

Frau Jana C. Rauch, die über die ganze Zeit der Arbeit jedes Hoch und jedes Tief mit mir geduldvoll durchleben musste und sich nicht verwehren ließ, mit kritischer Logik meine Versuche, Ergebnisse und Schlussfolgerungen zu hinterfragen.

Herrn Prof. Dr. med. Manfred Strickner aus dem Universitätsklinikum Wien, der den „Herrn Kollegen“ durch wohl dosiertes Nachfragen immer wieder daran erinnerte, weiter zu arbeiten.

Frau Sachs, die zu meinem tiefen Entsetzen leider plötzlich verstarb. Sie ermöglichte mir immer den Zugang „zum Chef“ (adaptiert an dessen Zeitplan und Stimmungslage), erörterte mit mir Zukunftspläne und war jederzeit eine herzliche Gesprächspartnerin.



## 7.4 Lebenslauf

Marko A. Seelig  
 Brünzelstr. 22  
 44807 Bochum

<b>Persönliche Daten:</b>	Name:	<u>Marko</u> Alexander Seelig
	Geburtsdatum:	03. Oktober 1977
	Geburtsort:	Herne
	Nationalität:	deutsch
	Eltern:	Karl Heinz und Renate Seelig, geb. Kohlmeyer
	Geschwister:	Daniela Seelig
	Familienstand:	ledig
<b>Schulbildung:</b>	<b>1984-1988</b>	Grundschule, Gemeinschaftsgrundschule Willbergstrasse, Bochum
	<b>1988-1997</b>	Goethe-Gymnasium Bochum Abschluss: Abitur (1,5)
<b>Wehrdienst</b>	<b>1997</b>	Beginn Grundwehrdienst
	<b>1998</b>	Übernahme in die Laufbahn der Sanitätsoffiziere
	<b>2005</b>	Beförderung zum Stabsarzt
<b>Studium</b>	<b>1998-2000</b>	Studium an der Ruhruniversität Bochum
	<b>2000</b>	Ärztliche Vorprüfung
	<b>2000</b>	Studium an der Universität GH Essen
	<b>2001</b>	1. Abschnitt der ärztlichen Prüfung

- |             |  |
|-------------|--|
| <b>2001</b> | Studium an der Universitätsklinik des Saarlandes                                       |
| <b>2003</b> | 2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung  |
| <b>2004</b> | 3. Abschnitt der ärztlichen Prüfung und Approbation                                    |
| <b>2004</b> | Assistenzarzt; Abteilung VI, Neurologie und Psychiatrie; Bundeswehrkrankenhaus Hamburg |