

**Aus dem Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie**

**Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Steffen Ruchholtz**

**Medizinische Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. Susanne Fuchs-  
Winkelmann**

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

**Biomechanische Evaluation unterschiedlicher  
Osteosyntheseverfahren bei geriatrischen  
Beckenringfrakturen**

**Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der  
gesamten Humanmedizin**

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt von

**Yvonne A. Kranz**

aus Eschweiler

Marburg, 2020

Angenommen vom Fachbereich der Philipps-Universität Marburg  
am 29.09.2020.

Gedruckt mit der Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. Helmut Schäfer  
Referent: Priv.-Doz. Dr. Ludwig Oberkircher  
1. Korreferent: Priv.-Doz. Dr. Klaus Ehlenz

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	- v -
<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	- vi -
<b>Grafikverzeichnis</b> .....	- vi -
<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	- vii -
<b>Zusammenfassung</b> .....	- viii -
<b>Summary</b> .....	- xi -
<b>1. Einleitung</b> .....	<b>- 14 -</b>
1.1. Wissenschaftlicher Hintergrund.....	- 14 -
1.2. Bisheriger Forschungsstand.....	- 16 -
1.3. Theoretische Grundlagen.....	- 18 -
1.3.1. Anatomie des Beckens.....	- 18 -
1.3.2. Frakturklassifikationen.....	- 22 -
1.3.2.1. AO-Klassifikation.....	- 23 -
1.3.2.2. FFP-Klassifikation.....	- 26 -
1.3.3. Besonderheiten von osteoporotischen Beckenringfrakturen.....	- 29 -
1.3.4. Therapie von osteoporotischen Beckenringfrakturen.....	- 33 -
1.3.4.1. Konservative Therapie.....	- 34 -
1.3.4.2. Operative Therapie und Osteosynthese-Möglichkeiten.....	- 36 -
<b>2. Zielsetzung und Fragestellung</b> .....	<b>- 41 -</b>
<b>3. Material und Methoden</b> .....	<b>- 42 -</b>
3.1. Ethikvotum.....	- 42 -
3.2. Stichprobenbeschreibung.....	- 42 -
3.3. Ein- und Ausschlusskriterien.....	- 42 -
3.3.1. Einschlusskriterien.....	- 42 -
3.3.2. Ausschlusskriterien.....	- 43 -
3.4. Vorbereitung und Auswahl des Kollektivs.....	- 43 -
3.5. Übersicht Studienplanung.....	- 44 -
3.6. Gruppengenerierung.....	- 45 -
3.7. Operatives Vorgehen.....	- 46 -
3.8. Endpunkte der einzelnen Versuchsteile.....	- 52 -
3.9. Biomechanische Versuchsdurchführung.....	- 52 -
3.9.1. Teil 1 der Versuchsdurchführung.....	- 54 -

3.9.2. Teil 2 der Versuchsdurchführung .....	- 55 -
3.9.3. Teil 3 der Versuchsdurchführung .....	- 56 -
3.10. Statistische Analyse .....	- 56 -
<b>4. Ergebnisse .....</b>	<b>- 58 -</b>
4.1. Ergebnisse für die mittlere Steifigkeit und mittlere plastische Verformung aller 7 Versuchsgruppen.....	- 58 -
4.2. Ergebnisse des 1. Versuchsteils .....	- 59 -
4.3. Ergebnisse des 2. und 3. Versuchsteils .....	- 61 -
4.3.1. Steifigkeit und plastische Verformung .....	- 61 -
4.3.2. Maximale Belastbarkeit im Versagenstest.....	- 62 -
4.4. Versagensmodus .....	- 64 -
<b>5. Diskussion .....</b>	<b>- 65 -</b>
5.1. Diskussion der Ergebnisse.....	- 65 -
5.2. Vergleich der Studie mit weiteren biomechanischen Studien .....	- 67 -
5.3. Schlussfolgerungen.....	- 70 -
5.4. Limitationen der Arbeit und Forschungsausblick .....	- 71 -
<b>6. Literaturverzeichnis .....</b>	<b>- 73 -</b>
<b>7. Verzeichnis der akademischen Lehrer .....</b>	<b>- 79 -</b>
<b>8. Danksagung.....</b>	<b>- 80 -</b>

## Abkürzungsverzeichnis

°C: Grad Celsius

%: Prozent

Abb.: Abbildung

AO: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

a. p.: anterior posterior

BMD: Bone Mineral Density

cm: Zentimeter

CT: Computertomographie

DXA: Dual Energy X-ray Absorptiometry, Knochendichtemessung

FFP: fragility fracture of the pelvis beziehungsweise Fragilitätsfraktur

ISG: Iliosakralgelenk

LWK: Lendenwirbelkörper

PBM: Peak bone mass

max.: Maximum

mean: Mittelwert

min.: Minimum

ml: Milliliter

mm: Millimeter

MRT: Magnetresonanztomographie

N: Newton

n: Gesamtheit

NDI: Northern Digital Incorporated

NSAR: Nichtsteroidales Antirheumatikum

S1: Sakrumwirbelkörper 1

SD: Standard Deviation beziehungsweise Standardabweichung

VAS: Visuelle Analog Skala

WHO: World Health Organization

## Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle 1:</b> Ergebnisse für mittlere Steifigkeit und mittlere plastische Verformung aller 7 Versuchsgruppen.....	- 58 -
<b>Tabelle 2:</b> Ergebnisse für mittlere Steifigkeit und mittlere plastische Verformung der Versuchsgruppen 1-3 und 5 (n=9).....	- 60 -

## Grafikverzeichnis

<b>Grafik 1:</b> Veränderung der mittleren Steifigkeit im ersten Versuchsteil.....	- 60 -
<b>Grafik 2:</b> Gegenüberstellung der mittleren Steifigkeit und plastischen Verformung vom Fixateur externe und interne im zweiten Versuchsteil .....	- 62 -
<b>Grafik 3:</b> Gegenüberstellung der maximalen Belastbarkeit vom Fixateur externe und interne im dritten Versuchsteil/Versagenstest.....	- 63 -

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Altersverteilung .....	- 15 -
Abbildung 2: Anatomie Becken .....	- 20 -
Abbildung 3: Anatomie Becken von dorsal .....	- 21 -
Abbildung 4: Anatomie ISG und Bänder .....	- 21 -
Abbildung 5: AO-Klassifikation für Beckenringverletzungen, Typ A .....	- 24 -
Abbildung 6: AO-Klassifikation für Beckenringverletzungen, Typ B .....	- 24 -
Abbildung 7: AO-Klassifikation für Beckenringverletzungen, Typ C .....	- 25 -
Abbildung 8: Frakturtyp FFP I .....	- 26 -
Abbildung 9: Frakturtyp FFP II .....	- 27 -
Abbildung 10: Frakturtyp FFP III .....	- 28 -
Abbildung 11: Frakturtyp FFP IV .....	- 29 -
Abbildung 12: Behandlungsalgorithmus .....	- 34 -
Abbildung 13: Ausschnitt des Behandlungsalgorithmus zur konservativen Therapie ..	- 36 -
Abbildung 14: Ausschnitt des Behandlungsalgorithmus zur operativen Therapie .....	- 40 -
Abbildung 15: Präpariertes Becken .....	- 44 -
Abbildung 16: Becken mit Technovit-Sockel .....	- 44 -
Abbildung 17: Studienplanung .....	- 45 -
Abbildung 19: Erzeugung der vorderen Beckenringfraktur .....	- 47 -
Abbildung 18: Erzeugung der Sakrumfraktur .....	- 47 -
Abbildung 20: Iliosakrale Schraubenosteosynthese .....	- 49 -
Abbildung 21: Fixateur externe .....	- 50 -
Abbildung 22: Fixateur interne .....	- 51 -
Abbildung 23: Instron-Materialprüfmaschine .....	- 53 -
Abbildung 24: Einspanntechnik .....	- 53 -
Abbildung 25: Studienplanung, Teil 1 .....	- 55 -
Abbildung 26: Studienplanung, Teil 2 .....	- 56 -
Abbildung 27: Studienplanung, Teil 3 .....	- 56 -
Abbildung 28: Fixateur externe nach dem Versagenstest .....	- 63 -
Abbildung 29: Fixateur interne nach dem Versagenstest .....	- 63 -
Abbildung 30: CT der Iliosakralschraube nach dem Versagenstest .....	- 64 -
Abbildung 31: CT der Sakrumfraktur nach dem Versagenstest .....	- 65 -

## **Zusammenfassung**

### **Hintergrund:**

Osteoporose-assoziierte Fragilitätsfrakturen (FFP) des Beckenringes unterscheiden sich grundlegend von Beckenfrakturen junger Patienten und die operative Versorgung stellt eine Herausforderung dar. Noch immer ist wenig über die biomechanische Stabilität verschiedener Osteosyntheseverfahren von Fragilitätsfrakturen bekannt und Versorgungsstrategien belaufen sich vornehmlich auf retrospektive Studien. Ziel der vorliegenden biomechanischen Untersuchungen ist die Evaluation der Stabilität verschiedener Osteosynthese-Möglichkeiten bei osteoporose-assoziierten Frakturen des vorderen und hinteren Beckenrings in der zyklischen Belastung, gemessen an der Steifigkeit, plastischen Verformung und zuletzt maximalen Belastbarkeit bis zum Eintritt des Osteosyntheseversagens.

### **Methode:**

Es wurden 18 formalinfixierte Becken aus Körperspenden (mittleres Alter 84,41 Jahre (SD: 6,29), davon acht weiblich und zehn männlich) präpariert, nach t-Score und Steifigkeit randomisiert und je Versuchsgruppe unter zyklischer Belastung im Einbeinstand biomechanisch getestet. Die Studie unterteilt sich in drei Teilschritte, in denen verschiedene Frakturmodelle und Osteosyntheseverfahren an insgesamt sieben Versuchsgruppen getestet wurden. Teil 1 umfasste Versuchsgruppe 1 (n=18, native Becken), Versuchsgruppe 2 (n=18, Becken mit isolierter Sakrumfraktur in der linken ventralen Massa lateralis, FFP Typ IIa Fraktur nach Rommens), Versuchsgruppe 3 (n=9, Becken mit Sakrumfraktur und zementierter ISG-Schraube) und Versuchsgruppe 4 (n=9, Becken mit Sakrumfraktur und ipsilateraler vorderer Beckenringfraktur). Für Teil 2 des Versuchs wurde der vordere Beckenring von 18 Becken mit FFP Typ IIB Fraktur nach Rommens (Sakrumfraktur, zementierter ISG-Schraube und ipsilateraler vorderer Beckenringfraktur der Rami superior und inferior des Os pubis (Gruppe 5)) zur Hälfte mit dem Fixateur externe (Versuchsgruppe 6 (n=9)) und zur Hälfte mit dem

Fixateur interne (Versuchsgruppe 7 (n=9) versorgt. Alle Versuchsgruppen von Teil 1 und 2 wurden mit 20 Zyklen bis 100 N (Vorlast 10 N) belastet. Zuletzt erfolgte in Teil 3 der Versagenstest von Versuchsgruppe 6 (Fixateur externe) und 7 (Fixateur interne), beginnend bei 150 N mit Steigerung der zyklischen Belastung alle 10 Zyklen um 50 N bis zum Eintreten des Osteosyntheseversagen (Vorlast jeweils 100 N).

### **Ergebnisse:**

Teil 1: Die Steifigkeit der nativen Becken verringerte sich nach dem Hinzufügen der isolierten Sakrumfraktur signifikant ( $p=0,05$ ) von durchschnittlich 35,05 N/mm (SD: 16,84) auf 27,95 N/mm (SD: 7,36). Die daraufhin eingebrachte zementaugmentierte ISG-Schraube steigerte die Steifigkeit signifikant ( $p=0,01$ ) auf 35,38 N/mm (SD: 10,95). Durch die Erzeugung der ipsilateralen vorderen Beckenringfraktur verminderte sich die Steifigkeit erneut auf 32,46 N/mm (SD: 11,02), jedoch nicht signifikant ( $p=0,09$ ).

Teil 2: Sowohl die mittlere Steifigkeit als auch die plastische Verformung waren beim Fixateur interne (Versuchsgruppe 7) signifikant besser als beim Fixateur externe (Versuchsgruppe 6) [mittlere Steifigkeit: 43,69 N/mm (SD: 18,39) versus 26,52 N/mm (SD: 9,76),  $p = 0,029$ ]; mittlere plastische Verformung: 0,37 mm (SD: 0,23) versus 0,71 mm (SD: 0,26), ( $p = 0,011$ ).

Teil 3: Im Versagenstest zeigte sich zwischen Fixateur interne und externe kein signifikanter Unterschied [durchschnittliche Belastung: 506,25 N (SD: 129,39) versus 461,11 N (SD: 147,43),  $p = 0,515$ ) jedoch ein Trend zugunsten des Fixateurs interne.

### **Schlussfolgerung:**

Die zementaugmentierte iliosakrale Schraubenosteosynthese hat sich bei einer isolierten einseitigen Sakrumfraktur bewährt und steigert die Stabilität signifikant. Außerdem scheint die Stabilisierung mit der ISG-Schraube bei osteoporose-assoziierten Beckenringfrakturen FFP Typ IIb mit kombinierter vorderer und hinterer Beteiligung ausreichend zu sein.

Die Erfassung von Stabilität bei osteoporotischen FFP-Typ-IIB-Frakturen des Beckenrings, gemessen an der Steifigkeit und plastischen Verformung, zeigt signifikant bessere Ergebnisse beim Fixateur interne als beim Fixateur externe (beide in Kombination mit der sacroiliacalen Schrauben-Osteosynthese) und stellt aufgrund von Vorteilen in der klinischen Anwendung (höherer Patientenkomfort, keine Pin-Infektionen und sehr gut geeignet bei adipösen Patienten) eine interessante Alternative dar.

Ohne signifikanten Unterschied sind jedoch beide Osteosyntheseverfahren bei der maximalen Belastbarkeit, die mutmaßlich in der wenig flexiblen osteoporotischen Knochenqualität begründet liegt, die durch die höhere Steifigkeit des Fixateurs interne teilweise zu einer Vervollständigung der Sakrumfraktur durch die dorsale Kortikalis führte. Zur Behandlung der Fragilitätsfrakturen des Beckenringes werden weitere biomechanische und prospektive Studien benötigt.

## Summary

### **Background:**

Osteoporosis-associated fragility fractures of the pelvic ring (FFP) are fundamentally different from pelvic fractures of young patients and their surgical management presents a challenge. Little is known about the biomechanical stability of various osteosynthesis procedures for fragility fractures and care strategies are mostly based on retrospective studies. The aim of the present biomechanical study is to evaluate the stability of various osteosynthesis options in osteoporosis-associated fractures of the anterior and posterior pelvic ring under cyclic loading, measured by the stiffness, plastic deformation and maximum load capacity until the onset of osteosynthesis failure.

### **Method:**

Eighteen embalmed osteoporotic cadaver pelvis specimens (median age 84.41 years (SD: 6.29), eight female and ten male) were prepared and randomized based on the t-score (-4.66, SD: 1.57) and stiffness. Then they were biomechanically tested per experimental group under axial cyclic loading simulating a one-leg stand. The study is divided into three sub-steps in which various fracture models and osteosynthesis methods were tested on a total of seven experimental groups. Part 1 included experimental group 1 (n=18, native pelvis), group 2 (n=18, pelvis with isolated sacrum fracture in the left ventral massa lateralis, FFP type IIa fracture according to Rommens), group 3 (n=9, pelvis with sacrum fracture and cement-augmented sacroiliac screw) and group 4 (n=9, pelvis with sacrum fracture and ipsilateral anterior pelvic fracture). For part 2, the anterior pelvic ring of one half 18 pelvises from experimental group 5 (pelvis with sacrum fracture and cement-augmented sacroiliac screw + ipsilateral anterior pelvic fracture of the superior and inferior of the pubic bone, FFP type IIB fracture according to Rommens) was stabilized with external fixator (group 6, n=9) and the other half with internal fixator (group 7, n=9). All test groups of part 1 and 2 were loaded cyclically 20 times with a load increase of 10 to 100 Newtons. Finally, in Part 3, the failure test of

experimental Group 6 (External Fixator) and 7 (Internal Fixator), beginning at 100 N, increased cyclic loading by 50 N every 10 cycles until osteosynthesis failure occurred.

### **Results:**

Part 1: The stiffness of the native pelvis significantly decreased ( $p = 0.05$ ) from 35.05 N/mm (SD: 16.84) to 27.95 N/mm (SD: 7.36) after the addition of the isolated sacrum fracture. By cement-augmented sacroiliac screw osteosynthesis, stiffness could be increased significantly ( $p=0.01$ ) to 35.38 N/mm (SD: 10.95). Stiffness decreased again to 32.46 N/mm (SD: 11.02), but not significantly ( $p=0.09$ ) due to generation of the ipsilateral anterior pelvic ring fracture.

Part 2: Mean stiffness and plastic deformation both were significantly better in the internal fixation (group 7) than in the external fixation (group 6) [mean stiffness: 43.69 N/mm (SD: 18.39) against 26,52 N/mm (SD: 9.76),  $p=0.029$ ]; mean plastic deformation: 0.37 mm (SD: 0.23) vs. 0.71 mm (SD: 0.26), ( $p = 0.011$ )].

Part 3: In the failure test there was no significant difference between internal and external fixator [average load: 506.25 N (SD: 129.39) vs 461.11 N (SD: 147.43),  $p = 0.515$ ], however, a trend in favor of the internal fixator could be observed.

### **Conclusion:**

Cement augmented iliosacral screw osteosynthesis has been proven in an isolated unilateral sacrum fracture and significantly increases stability. In addition, stabilization with the iliosacral screw seems to be sufficient in osteoporoseassociated FFP type IIb fractures with combined anterior and posterior involvement.

The assessment of stability, as measured by stiffness and plastic deformation, in pelvic osteoporotic FFP-type IIB fractures shows significantly better results for the internal fixator (a submuscular minimally invasive novel screw-and-rod system) than for the external fixator (both in combination with the sacroiliac screw osteosynthesis) and offers an

interesting alternative with advantages in clinical use (higher patient comfort, no pin infections and suitable in obese patients).

However, both osteosynthesis methods are without significant difference concerning maximum load capacity, presumably because, due to the less flexible osteoporotic bone quality, the higher stiffness of the internal fixator caused completion of the sacral fracture through the posterior cortex in some specimens.

For the treatment of fragility fractures of the pelvic ring, further biomechanical and prospective studies are needed.

## **1. Einleitung**

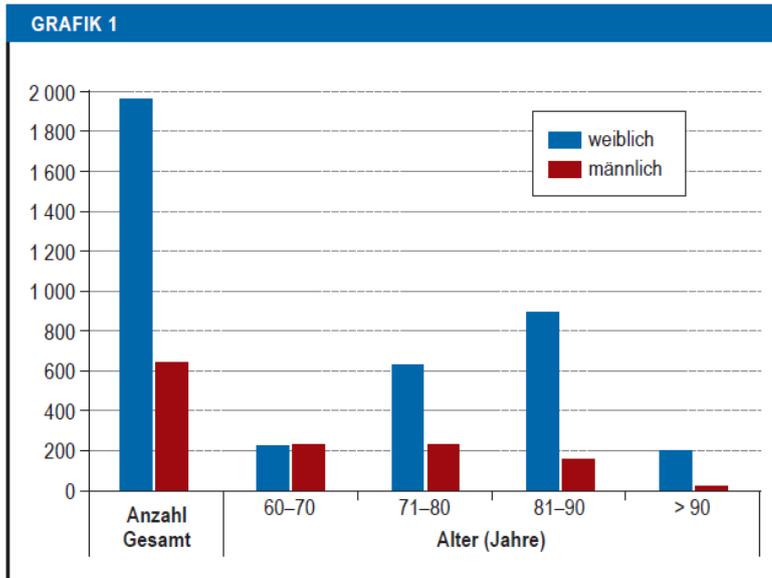
Ziel dieser Studie war es, eine große biomechanische Versuchsreihe zu verschiedenen Frakturmodellen und Osteosyntheseverfahren bei Fragilitätsfrakturen in osteoporotischem Knochen durchzuführen und Daten hinsichtlich der biomechanischen Belastbarkeit zu sammeln.

### **1.1. Wissenschaftlicher Hintergrund**

Geriatrische Beckenringfrakturen werden zunehmend häufiger und gewinnen an klinischer Relevanz (Oberkircher et al. 2018; Tosounidis et al. 2010; Morris et al. 2000).

Die Ursachen hierfür liegen im demografischen Wandel und der steigenden Lebenserwartung, die zu einem häufigeren Auftreten von osteoporose-assoziierten Insuffizienz- oder Fragilitätsfrakturen des Beckenringes im Alter führt (Stuby et al. 2013; Oberkircher et al. 2018). Burge et al. publizierten 2007, dass es sich bei osteoporose-assoziierten Frakturen in 7 Prozent (%) der Fälle um Beckenringfrakturen handelt. Die übrigen Frakturen betreffen zu 27% die Wirbelkörper, 19% das Handgelenk, 14% die Hüfte und 33% andere Skelettregionen (Burge et al. 2007). Nach umfassender Literatur- und Leitlinienrecherche gehen Oberkircher et al. (2018) zusammenfassend von mehr als 60% osteoporose-assoziierten Beckenringfrakturen im Alter aus.

Die Inzidenz der osteoporose-assoziierten Beckenringfrakturen bei Patienten von über 60 Jahren wird in Deutschland mit 224/100.000 pro Jahr angegeben, wobei die Inzidenz weiter zunimmt (Oberkircher et al. 2018). Eine weitere Begründung für den erheblichen Anstieg der Inzidenz ist die verbesserte Diagnostik (Rollmann et al. 2017).



**Abbildung 1:  
Altersverteilung**

Grafische Darstellung der Geschlechter- und Altersverteilung geriatrischer Beckenringfrakturen entsprechend einer aktuellen Auswertung der Daten des Beckenregisters der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie (DGU) (Oberkircher et al. 2018 aus Rollmann et al. 2017).

In der Literatur werden für die geriatrischen Frakturen verschiedene Namen wie Ermüdungs-, Stress- oder Insuffizienzfraktur gebraucht, die sich alle unter dem Namen Fragilitätsfraktur (FFP für „fragility fractures of the pelvis“) zusammenfassen lassen (Wagner et al. 2015). Die World Health Organization (WHO) definiert, dass eine Fragilitätsfraktur infolge eines inadäquaten Traumas entsteht, welches bei normaler Knochenqualität nicht zu einer ossären Verletzung führen würde (Oberkircher et al. 2018; WHO 1998).

Im Gegensatz zu Beckenringfrakturen bei jungen Patienten, die typischerweise im Rahmen von Hochrasanztraumata entstehen und häufig eine relevante Instabilität der Fraktur mit oft begleitenden ligamentären Läsionen und Gefäß-Nerven-Verletzungen (Oberkircher et al. 2018) aufweisen, entstehen FFP durch die Kombination aus deutlich reduzierter Knochenqualität und -masse (beispielsweise verursacht durch Osteoporose oder ossäre Metastasen) und Niedrigrasanztraumata. Auch Spontanfrakturen können auftreten (Linstrom et al. 2009). Zu den typischen niedrigenergetischen Traumata gehören dabei Stolpersturz, Sturz aus dem Stand oder Sitzen heraus oder ein nicht erinnerbares Trauma (Rommens und Hofmann 2013).

So unterscheidet sich nicht nur der Unfallmechanismus in den einzelnen Altersstufen, sondern auch die Frakturmorphologie und Therapie (Fuchs et al. 2011). Bei geriatrischen Patienten bleiben die Bänder häufig intakt, da

diese stabiler als der osteoporotische Knochen sind, sodass die Frakturen generell deutlich weniger Instabilität als bei jungen Patienten aufweisen (Rommens und Hofmann 2013).

Diese Zusammenhänge beeinflussen die Therapie dahingehend, dass bei geriatrischen Patienten mit Beckenringfraktur neben der klinischen Symptomatik, dem Allgemeinzustand und Lebensumstand des Patienten aufgrund der herabgesetzten Knochenqualität insbesondere auch die Wahl der Osteosynthesetechnik zu beachten ist (Stuby et al. 2013).

## **1.2. Bisheriger Forschungsstand**

Geriatrische Beckenringfrakturen stellen eine Herausforderung dar. Noch immer besteht ein Bedarf für die Entwicklung schlüssiger und altersentsprechend adaptierter Versorgungsstrategien der verschiedenen Verletzungsregionen und -typen (Oberkircher et al. 2018; Culemann et al. 2010).

Bezüglich der aktuellen Studienlage fehlen bisher valide prospektive und randomisierte Untersuchungen (Oberkircher et al. 2018).

Die Inzidenz zeigt sich deutlich ansteigend, unterscheidet sich jedoch in den einzelnen Literaturquellen. So beschreiben Kannus et al. (2000) in ihrer finnischen Studie, dass die Inzidenz für osteoporotische Beckenringfrakturen ab 60 Jahren oder älter im Zeitraum von 1970-1997 von 20 auf 92 Fälle pro 100.000 Personen gestiegen ist. Parallel stieg auch das durchschnittliche Alter von 74 auf 80 Jahre. In Prozent ausgedrückt zeigte sich bei Frauen ein relativer Anstieg der Inzidenz für osteoporotische Beckenringfrakturen von 232% und bei Männern von 192%. Fuchs et al. (2011) zitieren aus Morris et al. (2000), dass die Inzidenz von Beckenfrakturen bei 37/100.000 Patientenjahren über alle Altersklassen hinweg liegt. Dabei steigt das Risiko mit zunehmendem Alter um den Faktor 12 auf 450/100.000 Patientenjahren in der Gruppe der >85-jährigen Frauen an. Stuby et al. (2013) liefern mit einer Häufigkeit der

Beckenringfrakturen von 20-37/100.000 pro Jahr vergleichbare Werte. Besonders in Hinblick auf eine Beteiligung des Sakrums bei Beckenfrakturen unterscheiden sich die Literaturangaben. Der prozentuale Anteil liegt zwischen 18-30%, wobei davon ausgegangen wird, dass 30-60% der primären Sakrumfrakturen aufgrund fehlender Bildgebung übersehen werden (Stuby et al. 2013).

In den USA zeigt sich ein ähnliches Bild. Hier nahmen die geriatrischen Beckenringfrakturen von 1993 bis 2010 um 24% (von 26.500 auf 33.000) zu (Sullivan et al. 2014). In Deutschland wurde von Andrich et al. (2015) eine Inzidenz von 22,4/100.000 bei osteoporose-assoziierten Frakturen des Beckenringes von Patientin über 60 Jahren beschrieben.

Zusammenfassend und auf Deutschland bezogen liegt nach aktueller Studienlage die Inzidenz der osteoporose-assoziierten Beckenringfrakturen bei Patienten von über 60 Jahren bei 224/100.000 pro Jahr (Oberkircher et al. 2018).

Für die Versorgung von den zum Teil komplexen Frakturmorphologien werden verschiedenste Ansätze bezüglich der Osteosyntheseverfahren eingesetzt. Biomechanische Studien zur Evaluation der Stabilität dieser verschiedenen operativen Optionen sind bisher selten. Es werden interne Stabilisierungstechniken für den hinteren Beckenring analysiert, am häufigsten Beckenverletzungen mit Symphysensprengung und Sprengung des Iliosakralgelenks (ISG), weniger Sakrumfrakturen (Gänsslen 2010). Hierbei unterscheiden sich laut Gänsslen (2010) die einzelnen Studien hinsichtlich der ausgewählten Parameter, Präparate (Leichenbecken mit, ohne oder nur mit partieller Formalinfixierung) sowie in der Wahl des Belastungsmodells (Art der Kraftübertragung, Muskelsimulation und ausgewählten Frakturklassifikation).

Gezielte biomechanische Untersuchungen zu Osteosyntheseverfahren osteoporotischer Frakturen des Beckens sind selten. Die Studie von Oberkircher et al. (2016) vergleicht verschiedene Fixationstechniken der iliosakralen Schraubenosteosynthese an 15 frisch gefrorenen, menschlichen, osteoporotischen Sakrumpräparaten. Die Gruppen wurden unterteilt in Gruppe A (kanülierte Schraube ohne Zement), Gruppe B

(kanülierte Schraube mit Zement) und Gruppe C (perforierte Schraube mit Zement). Hierbei zeigte sich eine signifikant höhere Stabilität der zementierten Schrauben (Gruppen B und C) im Vergleich zur Gruppe A ohne Zement. Bei den perforierten Schrauben zeichnete sich der vielversprechende Vorteil ab, die häufige Komplikation der Zementleckage zu reduzieren (Oberkircher et al. 2016).

Darüber hinaus wurde die neue Klassifikation der osteoporose-assoziierten Fragilitätsfrakturen des Beckens, die im Jahr 2013 von Rommens und Hofmann veröffentlicht wurde, in Studien noch nicht validiert (Oberkircher et al. 2018).

Spezifische Untersuchungen zu osteoporotischen Frakturen des Beckens fehlen bisher. Es bestehen derzeit noch keine randomisierten kontrollierten Studien zu den einzelnen Therapieoptionen und Versorgungsstrategien und Empfehlungen belaufen sich vornehmlich auf retrospektive Studien (Oberkircher et al. 2018).

### **1.3. Theoretische Grundlagen**

#### **1.3.1. Anatomie des Beckens**

Das knöcherne Becken (Pelvis) wird gebildet aus den beiden Hüftbeinen (Ossa coxae) und dem Kreuzbein (Os sacrum) (Moriggl 2013).

Das Os coxae besteht aus drei Knochen, namens Darmbein (Os ilium), Schambein (Os pubis) und Sitzbein (Os ischii). Dies und die im Folgenden genannten Strukturen werden in den Abbildungen 2 und 3 veranschaulicht.

Das Os ilium kann man in zwei Abschnitte unterteilen, die Ala ossis ilii und das Corpus ossis ilii. Wichtige Knochenstrukturen des Os ilium sind die Crista iliaca, Spina iliaca anterior superior, Spina iliaca anterior inferior, Spina iliaca posterior superior, Spina iliaca posterior inferior, die Innenfläche (Fossa iliaca) und Außenfläche (Facies glutea) sowie die

Linea arcuata, die sich mit dem Pecten ossis pubis des Os pubis verbindet.

Dem Os pubis gehören der Corpus ossis pubis, der Ramus superior ossis pubis mit dem Pecten ossis pubis und der Ramus inferior ossis pubis mit der Facies symphysialis an.

Auch das Os ischii besteht aus einem Corpus ossis ischii und einem Ramus ossis ischii. Am Corpus befindet sich die Spina ischiadica und am Ramus der Sitzbeinhöcker (Tuber ischiadicum) (Schünke et al. 2011).

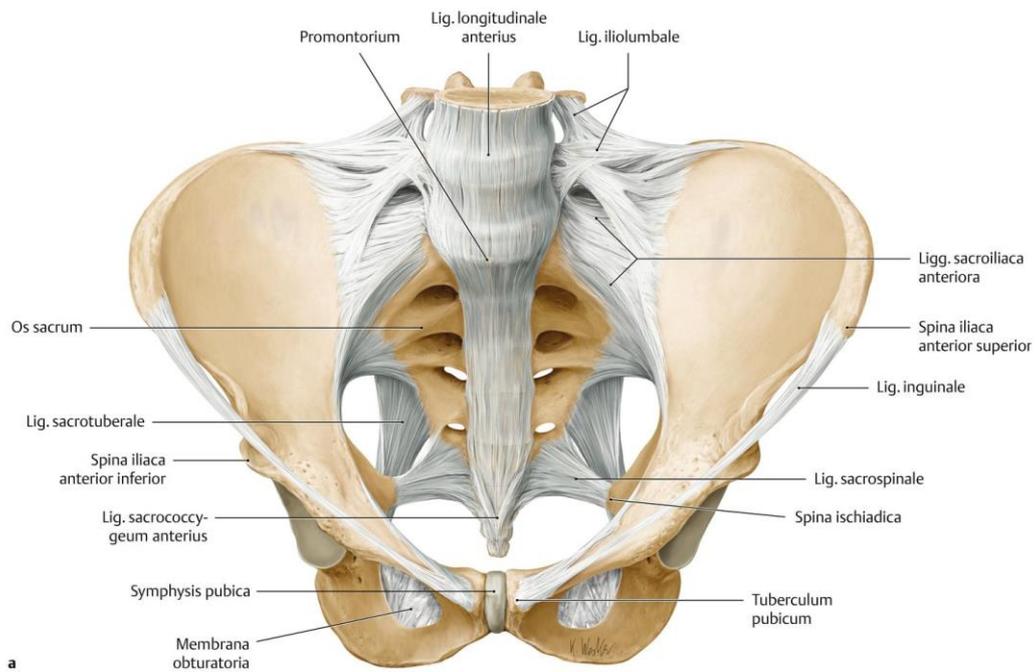
Die Gelenkpfanne des Hüftgelenks wird vom Acetabulum gebildet. In diesem vereinigen sich die oben genannten drei Knochen: Os ilium, Os pubis und Os ischii. In der Fossa acetabuli findet sich der halbmondförmige Limbus acetabuli und die Incisura acetabuli. Die Gelenkfläche bildet die Facies lunata (Schünke et al. 2011).

Das Os sacrum ist Bestandteil der Wirbelsäule und besteht aus fünf miteinander verwachsenen Wirbelkörpern. Durch ihre Verschmelzung entstehen dorsal bilateral die Cristae sacralis medialis und lateralis, sowie medial die Crista sacralis mediana. Die Abgrenzung der ursprünglich einzelnen Wirbel lässt sich ventral durch die Lineae transversae nachvollziehen. Ventral der Basis ossis sacri befindet sich das Promontorium. Die Facies auricularis befindet sich beidseits lateral am Os sacrum und bildet die sakrale Gelenkfläche des Iliosakralgelenkes (ISG) (Schünke et al. 2011).

Der vordere Beckenring wird gebildet aus den Ossa pubis. Er wird mittig verbunden durch die Symphyse (Symphysis pubica) und dem darin liegenden Discus interpubicus. Sie ist eine aus Faserknorpel bestehende Synarthrose. Die dazugehörigen Bandstrukturen werden Ligamenta pubica (Ligamentum pubicum superius und inferius) genannt (Schünke et al. 2011).

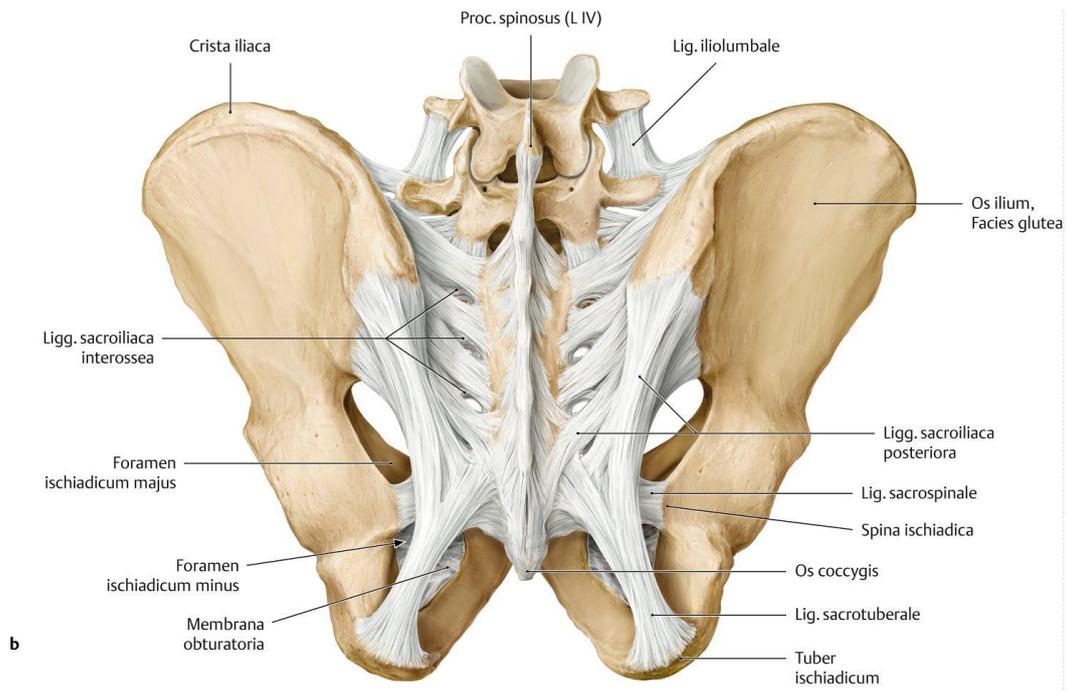
Der hintere Beckenring setzt sich aus dem Os sacrum und dem beidseits angrenzenden Os ilium zusammen. Die Knochen kommunizieren über die als Amphiarthrosen ausgebildeten Iliosakralgelenke (ISG) (Abbildung 4), auch Articulatio sacroiliaca genannt, miteinander (Moriggl 2013). Das ISG wird verstärkt durch die zugehörigen Bänder namens Ligamenta sacroiliaca anteriora, posteriora und interossea (Moriggl 2013 und

Abbildung 4), die ein kaudales Abrutschen des Os sacrum verhindern. Weiter kranial befindet sich beidseits das Ligamentum iliolumbale. Dorsal liegen bilateral das Ligamentum sacrotuberale und Ligamentum sacrospinale, die durch ihren Verlauf das Foramen ischiadicum majus und minus bilden (Schünke et al. 2011).



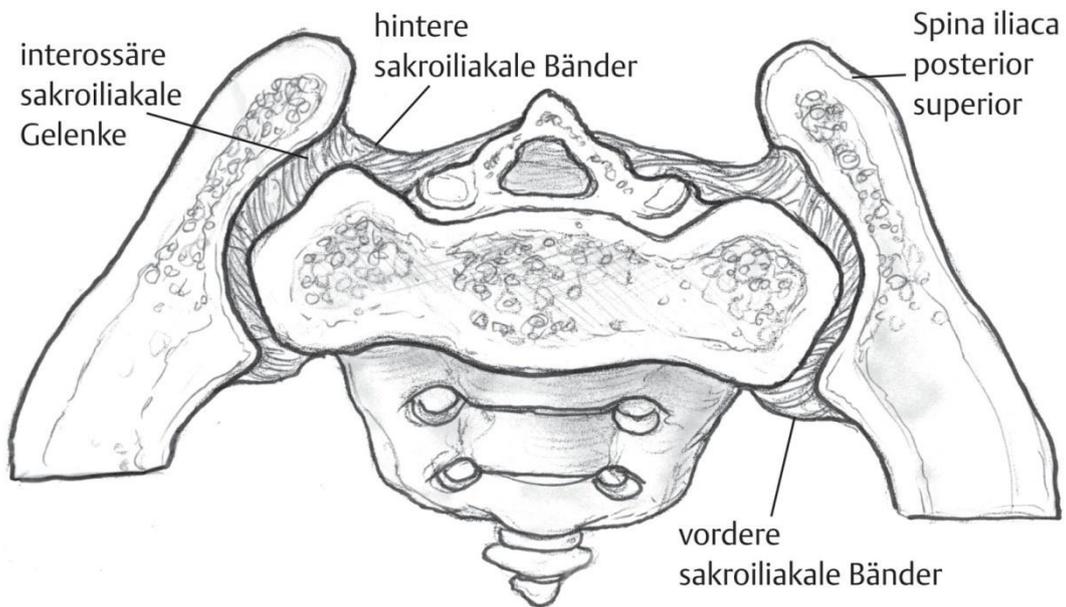
**Abbildung 2: Anatomie Becken**

Bandapparat eines männlichen Beckens. **a** Ansicht von ventral-kranial. (Schünke et al. 2018)



**Abbildung 3: Anatomie Becken von dorsal**

Bandapparat eines männlichen Beckens. **b** Ansicht von dorsal. (Schünke et al. 2018)



**Abbildung 4: Anatomie ISG und Bänder**

Illustration der Inletaufnahme ohne Wirbelsäule zur Darstellung des Iliosakralgelenks. Das Gelenk wird von den Lig. sacroiliaca anterior, interosseus und den starken Lig. sacroiliaca posterior stabilisiert. (Dickson 2011)

### 1.3.2. Frakturklassifikationen

Die Einteilung der Beckenringfrakturen kann durch verschiedene Klassifikationen erfolgen. Zu nennen sind neben der AO-Klassifikation durch die „Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen“ entsprechend dem Vorschlag von Tile 1988 auch die FFP-Klassifikation (Rommens und Hofmann 2013), sowie weitere Einordnungen wie die Denis-, Isler-, Linstrom-, Deskriptive- und Roy-Camille-Klassifikation (Denis et al. 1988; Isler 1990; Linstrom et al. 2009; Nork et al. 2001; Roy-Camille et al. 1985). In dieser Dissertation wird ausführlich auf die AO- und die FFP-Klassifikation eingegangen. Im Nachfolgenden werden die übrigen Klassifikationen kurz dargelegt.

International wird häufig die Denis-Klassifikation zur Beschreibung von Sakrumfrakturen angewendet. Sie orientiert sich an drei verschiedenen Zonen, die im Bezug zu den Neuroforamina stehen (transalar, transforaminal und zentral sakral) und grenzt den Frakturverlauf ein (Dudda et al. 2013; Denis et al. 1988).

Die Isler-Klassifikation unterteilt die Sakrumfraktur in drei Typen und beschreibt dabei die lumbosakrale Instabilität mit begleitender L5/S1-Facettengelenkverletzung (Dudda et al. 2013; Isler 1990).

Aus ihrer biomechanischen Studie zu sakralen osteoporotischen Insuffizienzfrakturen leiten Linstrom et al. (2009) ein weiteres Klassifikationssystem ab. Unterteilt werden die zwei Gruppen anhand ihrer Frakturmorphologien. Dabei werden der ersten Gruppe osteoporose-assoziierte Sakralinsuffizienzfrakturen zugeordnet, die das charakteristische Muster eines „H“-Typs aufweisen. Die Frakturlinien verlaufen sowohl vertikal als auch horizontal, bi- oder unilateral durch die sakralen Alarregionen, also medial der ISG und lateral zu den Neuroforamina. In der zweiten Gruppe werden die Kreuzbeinfrakturen vereinigt, die in der Regel posttraumatisch entstehen und nicht osteoporose-assoziiert sind. Sie treten an vielen verschiedenen Stellen im Sakrum auf, einschließlich Neuroforamen und Zentralkanal, und sind uneinheitlichen Charakters mit kleinen Läsionen und ungewöhnlichen sakralen Stressmustern.

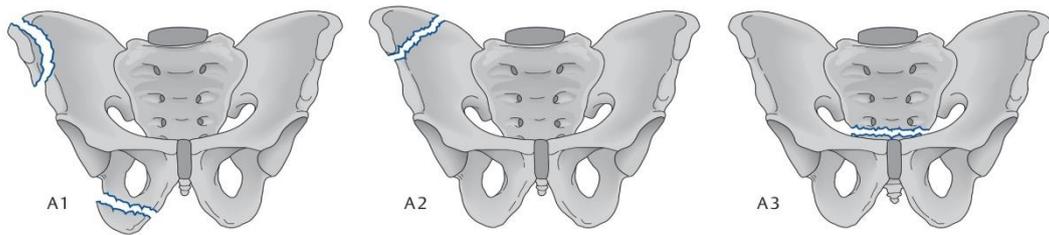
Die deskriptive Frakturklassifikation beschreibt die Sakrumfrakturen mit lumbosakralen Instabilitäten hinsichtlich ihrer Form. So entstehen die Namen für H-, U-, Lambda-, und T-Fraktur (Dudda et al. 2013; Nork et al. 2001).

Roy Camille et al. (1985) orientieren sich an der lumbosakralen Instabilität und klassifizieren die Brüche nach zentralen Sakrumfrakturen und lumbopelvinen Frakturdislokationen. Bedeutsam sind der Entstehungsmechanismus des Bruches und die Annahme einer neuropathologischen Beteiligung mit ihrem Schweregrad (Dudda et al. 2013; Roy-Camille et al. 1985).

### **1.3.2.1. AO-Klassifikation**

Die Einteilung nach der AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) hat sich im deutschsprachigen Raum durchsetzen können. Diese unterscheidet drei Hauptgruppen, die A-, -B- und -C-Verletzung genannt werden. Diese Gruppen werden anhand des Verletzungsmechanismus zusätzlich in jeweils drei Untergruppen gegliedert (Dickson 2011).

Die Typ A-Verletzungen (siehe Abbildung 5) sind stabile Beckenringverletzungen. Sie sind gekennzeichnet durch eine vertikale und horizontale Stabilität des Beckenrings sowie einen stabilen posterioren Beckenring (Dickson 2011). Zu Typ A1 zählen die Beckenrandfrakturen, Typ A2 beinhaltet Beckenschauelfrakturen und Typ A3 umfasst die Sakrumfrakturen unterhalb der ISG-Fuge. Diese sind in der Regel Querfrakturen und besitzen eine stabile Kraftübertragung über die ISG (Dickson 2011).



**Abbildung 5: AO-Klassifikation für Beckenringverletzungen, Typ A**

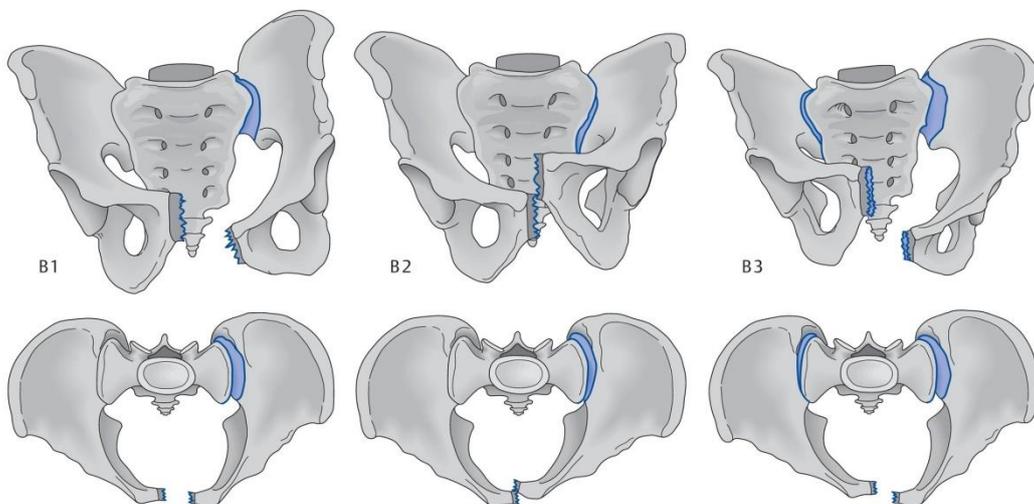
Typ A1: Beckenrandfrakturen

Typ A2: Beckenringfraktur ohne Stabilitätsverlust

Typ A3: Os-sacrum-Quer- oder Os-coccygis-Frakturen

(Dickson 2011)

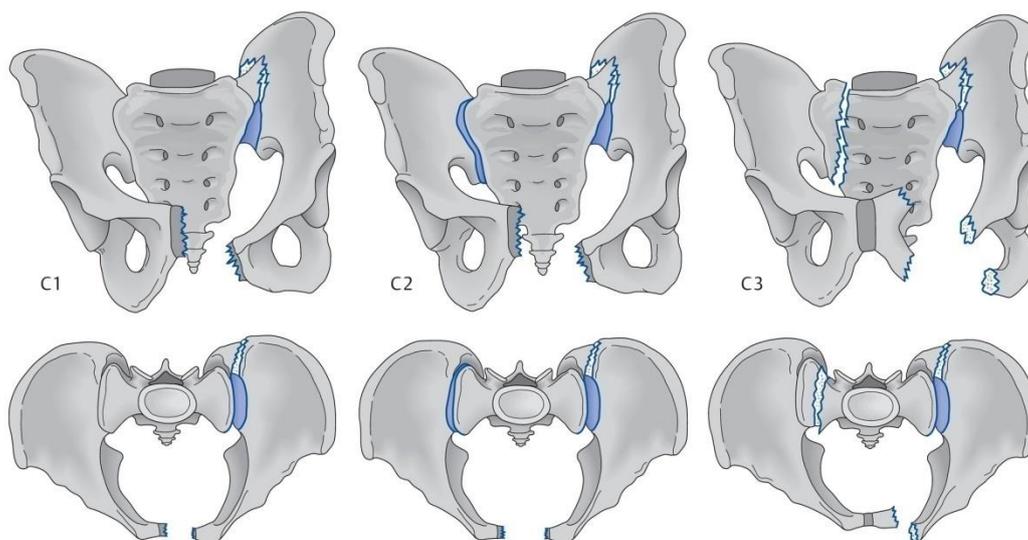
Typ B-Verletzungen (siehe Abbildung 6) sind gekennzeichnet durch einen partiell instabilen Beckenring (Ruchholtz 2012); sie sind rotationsinstabil (Rollmann et al. 2017). In diesem Fall ist der vordere Beckenring frakturiert, sodass eine horizontale Instabilität bei erhaltener vertikaler Stabilität besteht. Bei Sprengung der Symphyse und ventralen Ligamenta sacroiliaca handelt es sich um eine B1-Verletzung, auch „open-book-Läsion“ genannt. Typ B2-Verletzungen sind unilaterale Verletzungen mit ventraler Durchbrechung des Sitz- oder Schambeins und dorsaler Stauchung (Ruchholtz 2012). Die B3-Verletzungen umfassen alle bilateralen ventralen Frakturen mit begleitend dorsaler Stauchung (Ruchholtz 2012).



**Abbildung 6: AO-Klassifikation für Beckenringverletzungen, Typ B**

Typ B1: Außenrotationsverletzungen  
Typ B2: Innenrotationsverletzungen  
Typ B3: beidseitige posteriore Rotationsverletzung  
(Dickson 2011)

Liegt eine komplette Verletzung des vorderen und hinteren Beckenrings mit horizontaler und vertikaler Instabilität vor, handelt es sich um eine Typ C-Verletzung (siehe Abbildung 7) (Dickson 2011; Rollmann et al. 2017). Der Beckenring ist im dreidimensionalen Raum instabil (Ruchholtz 2012). In der Gruppe C1 werden alle unilateralen, somit nur einseitig instabilen C-Verletzungen erfasst (Ruchholtz 2012). Verletzungen mit unilateraler vertikaler und horizontaler Instabilität (C-Verletzung), sowie einer B-Verletzung auf der Gegenseite (partielle Instabilität), werden zu den C2-Verletzungen gezählt. Bei bilateralem Vorhandensein einer C-Instabilität spricht man von einer C3-Verletzung (Dickson 2011).



**Abbildung 7: AO-Klassifikation für Beckenringverletzungen, Typ C**

Typ C1: unilaterale Typ-C-Verletzung  
Typ C2: unilaterale Typ-C-Verletzung mit kontralateraler Typ-B-Verletzung  
Typ C3: bilaterale Typ-C-Verletzung  
(Dickson 2011)

### 1.3.2.2. FFP-Klassifikation

Im Jahr 2013 veröffentlichten Rommens und Hofmann erstmals die FFP-Klassifikation (fragility fracture of the pelvis), beruhend auf einer Analyse von 245 Patienten mit geriatrischer Beckenringfraktur, welche auch die Sakruminsuffizienzfrakturen berücksichtigt (Rommens und Hofmann 2013). Entscheidend für den klinischen Alltag ist hier, dass man den Grad der Instabilität der Fragilitätsfraktur festlegen und eine dazu adäquate operative Therapiemethode wählen kann (Rommens et al. 2017).

Die Fraktureinteilung erfolgt nach dem Ausmaß der Instabilität und spezifischen anatomischen Besonderheiten in vier Hauptkategorien (Typ I bis IV), die jeweils noch in Untergruppen unterteilt werden (Rommens und Hofmann 2016 in Ruchholtz et al. 2016).

FFP Typ I beinhaltet isolierte Frakturen des vorderen Beckenrings und repräsentiert den stabilsten Frakturtyp. Die zwei zugehörigen Untergruppen unterscheiden dabei unilaterale (Typ Ia) von bilateralen (Typ Ib) Frakturen (Rommens und Hofmann 2013; Rommens et al. 2017).

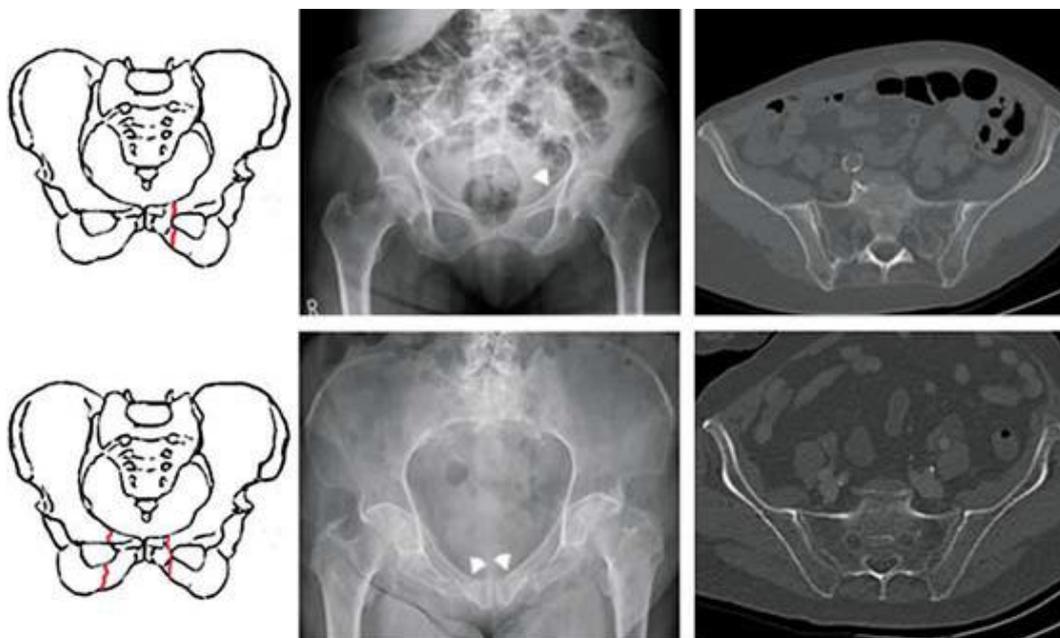
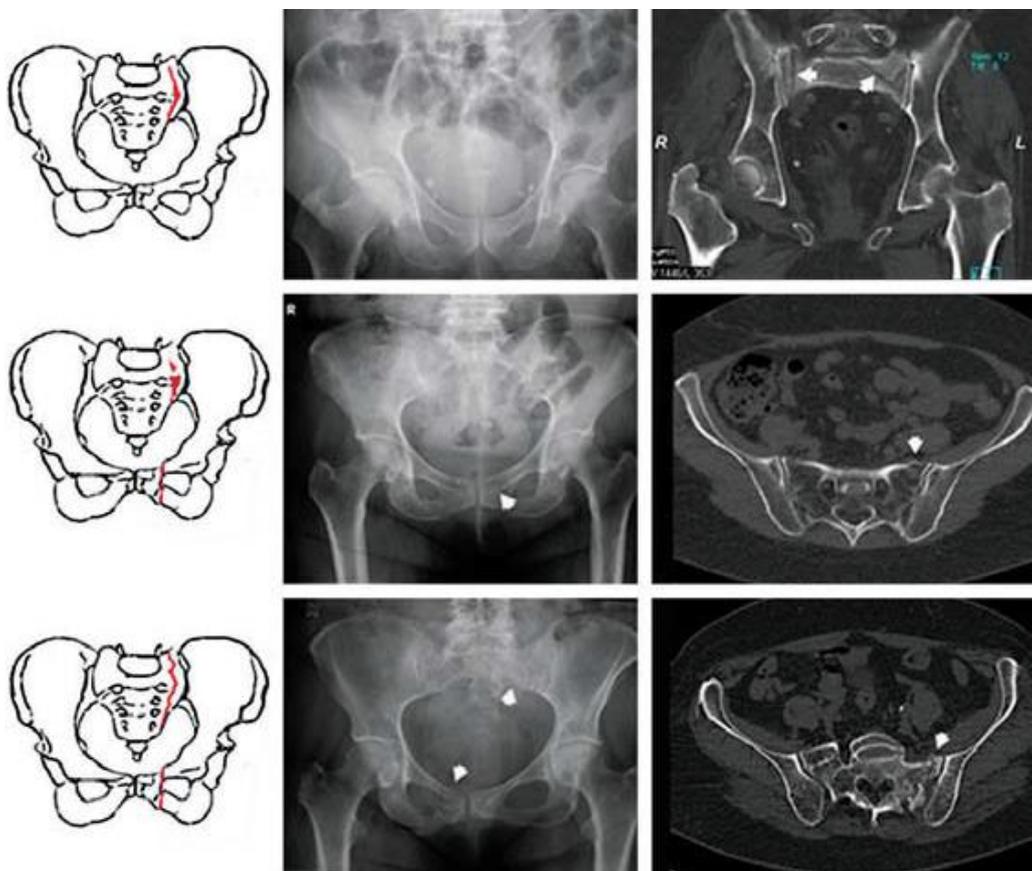


Abbildung 8: Frakturtyp FFP I

(Rommens und Hofmann 2013)

Bei FFP Typ II handelt es sich um nichtdislozierte Frakturen des hinteren Beckenrings. Typ IIa beschreibt die isolierte dorsale Fraktur, während Typ IIb durch eine Kompressionsfraktur der ventralen Massa lateralis des Os sacrum, begleitet von einer Instabilität des vorderen Beckenringes (Oberkircher et al. 2018). Eine nichtdislozierte, aber vollständige Fraktur des Sakrums, des Iliums oder eine ISG-Sprengung, jeweils kombiniert mit einer vorderen Beckenringfraktur, wird dem Typ IIc zugeordnet und ist ebenfalls als instabil zu werten (Rommens und Hofmann 2013; Rommens et al. 2017).

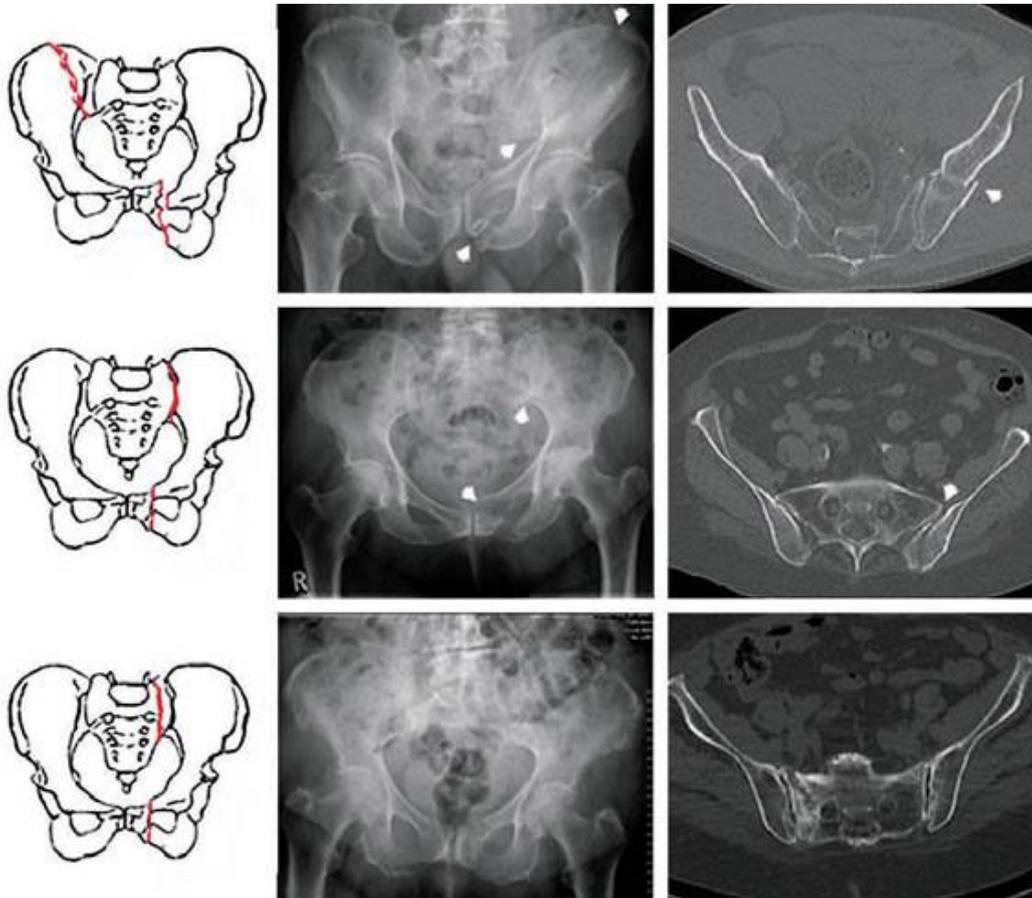


**Abbildung 9: Frakturtyp FFP II**

(Rommens und Hofmann 2013)

Die Gruppe FFP Typ III zeichnet sich durch unilaterale dislozierte Frakturen des hinteren Beckenrings mit begleitender Instabilität des vorderen Beckenrings aus. Dadurch besteht eine unilaterale Instabilität. Die Untergruppen beziehen sich auf die jeweilige Lokalisation. Typ IIIa ist

die dislozierte Fraktur des Iliums, Typ IIIb die dislozierte unilaterale iliosakrale Ruptur und Typ IIIc die dislozierte unilaterale Sakrumfraktur (Rommens und Hofmann 2013; Rommens et al. 2017)



**Abbildung 10: Frakturtyp FFP III**

(Rommens und Hofmann 2013)

Im Fall von bilateralen dislozierten Frakturen des hinteren Beckenrings mit bilateraler Instabilität liegt laut Klassifikation ein FFP Typ IV vor. Die bilaterale dislozierte Fraktur des Iliums oder Ruptur des ISG stellt den Typ IVa dar. Typ IVb hingegen beschreibt spinopelvine Sprengungen, entstehend durch eine bilateral vorkommende dislozierte vertikale Fraktur der Massa lateralis des Sakrums mit zusätzlicher horizontaler Komponente. Dabei entsteht bildlich gesehen eine H- oder U-Form. Die Kombination aus verschiedenen dislozierten Frakturen am hinteren

Beckenring vereinigt sich im Typ IVc (Rommens und Hofmann 2013; Rommens et al. 2017).

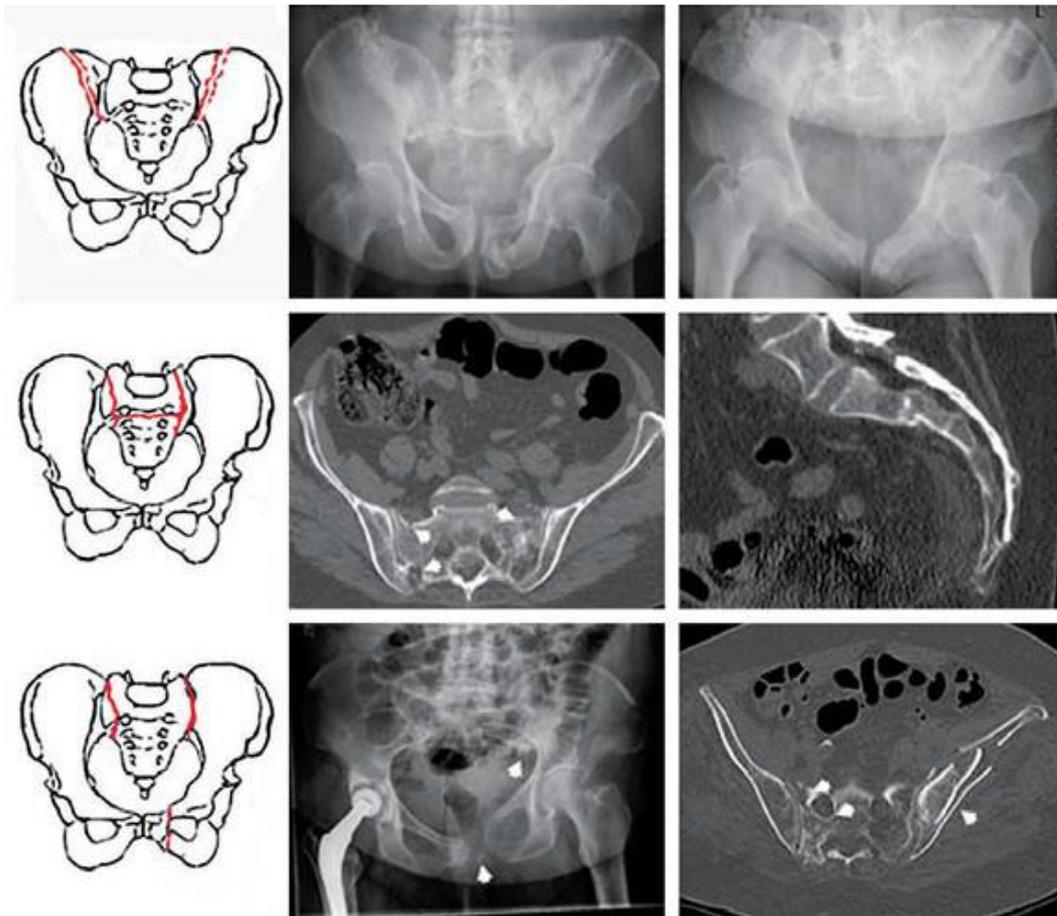


Abbildung 11: Frakturtyp FFP IV

(Rommens und Hofmann 2013)

### 1.3.3. Besonderheiten von osteoporotischen Beckenringfrakturen

Basierend auf dem Einführungsteil und den Frakturklassifikationen wird deutlich, wie komplex osteoporotische Beckenringfrakturen sind und wie verschiedenartig sie auftreten können. Die Frakturmorphologie von geriatrischen osteoporotischen Becken erschwert eine Einteilung zunehmend. Die AO-Klassifikation, die zur Einteilung von

Beckenringfrakturen jüngerer Patienten am gebräuchlichsten ist, stellt geriatrische Beckenringfrakturen nur unzureichend dar und kann eine falsche Verletzungsschwere abbilden (Oberkircher et al. 2018). Treffender und bezugnehmend auf die neusten Erkenntnisse zu Fragilitätsfrakturen ist die erläuterte FFP-Klassifikation nach Rommens und Hofmann (2013). An dieser orientiert sich die vorliegende biomechanische Studie.

Osteoporose wird definiert als eine systemische Skeletterkrankung, bei der es durch eine niedrige Knochenmasse und Verschlechterung der Mikroarchitektur des Knochengewebes zu vermehrter Knochenbrüchigkeit kommt (Bartl 2014). Primär tritt Osteoporose postklimakterisch und im senilen Alter auf. Sekundär kann sie bei Immobilisierung, endokrinen Störungen wie beispielsweise dem Cushing-Syndrom, Hypogonadismus oder Diabetes mellitus, aber auch bei Malabsorption, Metastasen, Bestrahlung des Beckens, langjähriger Medikamenteneinnahme (insbesondere Kortison), Vitamin-D-Mangel oder rheumatoider Arthritis entstehen (Niethard et al. 2017; Rommens et al. 2017; Uezono et al. 2013).

Der kortikale Knochen wird insbesondere bei Frauen ab der Menopause aufgrund des Östrogenmangels abgebaut, wohingegen die Spongiosa bereits fünf bis zehn Jahre früher und viel ausgeprägter an Substanz verliert (Niethard et al. 2017).

Für die Entstehung einer Fraktur in osteoporotischen Knochen ist die nötige Krafteinwirkung wesentlich niedriger als bei jungen Patienten mit regelrechter Knochenqualität (Stuby et al. 2013). Dabei bleiben bei Fragilitätsfrakturen des Beckenrings oftmals die Bänder intakt (Rommens und Hofmann 2013; Rommens et al. 2012). Ihre zunehmende Ossifikation und Rigidität führt zu einer Abnahme der Beckenelastizität und Veränderung der Kraftübertragung (Josten und Höch 2017) und begünstigt zusätzlich das Auftreten einer Fraktur.

Die Beckenringverletzungen im hohen Alter entstehen klassischer Weise durch niedrigenergetische Traumata oder sie treten spontan auf (Linstrom et al. 2009) (Fuchs et al. 2011). Bei einem Sturz auf die Seite kommt bei Fragilitätsfrakturen häufig eine Kompressionsfraktur der Massa lateralis des Sakrums kombiniert mit einer horizontal verlaufenden Fraktur durch

das Os pubis vor (Rommens et al. 2017). Zudem wird das Erkennen einer möglicherweise schwerwiegenden Beckenringverletzung erschwert, wenn kein Trauma als Ursache ableitbar ist (Fuchs et al. 2011). Ein Erklärungsansatz für die oftmals schleichend einsetzende Fraktur ist, dass sich durch Vollbelastung und sich wiederholende kleinere Ereignisse die vom Patienten nicht als Trauma registriert werden, eine kleine Fissur progredient ausdehnt. Dies kann zu einer instabilen Fraktur, regelrechtem Kollaps des Beckenringes oder Pseudarthrosenbildung führen (Rommens et al. 2017; Wagner et al. 2015).

Eine weitere Besonderheit von Fragilitätsfrakturen ist, dass sie sich durch andere klinische Symptome auszeichnen als nicht osteoporose-assoziierte Frakturen jüngerer Patienten. Sie führen zu Schmerzen in der Hüfte, Leiste, tieflumbal und im dorsalem Beckenring und können mit einer Beinschwäche und neurologischen Ausfällen einhergehen (Oberkircher et al. 2018). Dies führt bei unauffälligem Röntgenbefund dann zu Fehldiagnosen, wie beispielsweise Claudatio spinalis, ISG-Arthrose, Lumboischialgien, Bandscheibenvorfall oder Spondylodiszitis (Schindler et al. 2007). Oftmals haben die Patienten bis zur Diagnosestellung einer Fragilitätsfraktur des Beckenrings einen langen Leidensweg hinter sich, der mit anhaltenden Schmerzen und Mobilitätsverlust einhergeht.

Neben der Anamnese ist die klinische Untersuchung ebenso bedeutend. So muss der Beckenring einer vorsichtigen mechanischen Stabilitätsprüfung unterzogen werden. Bei Verdacht auf eine Beckenringfraktur wird anschließend die Röntgendiagnostik mit einer Beckenübersichtaufnahme in anterior-posteriorem Strahlengang hinzugezogen, die je nach Symptomatik durch eine „inlet“- und „outlet“-Aufnahme sowie einer „Hüftaufnahme axial“ erweitert werden kann (Oberkircher et al. 2018). Dennoch ist eine Verletzung des hinteren Beckenrings, insbesondere die nichtdislozierte Kompressionsverletzung des Sakrums, durch konventionelle Röntgendiagnostik kaum darstellbar und wird zudem durch Osteoporose, Darmgasüberlagerung und degenerative Veränderungen erschwert (Fuchs et al. 2011; Rommens und Hofmann 2013; Böhme et al. 2012a).

Oftmals werden im Röntgen einfache Beckenbrüche vornehmlich im vorderen Beckenring diagnostiziert, allerdings erst bei weiterführenderer schnittbildlicher Diagnostik die Kombinationsverletzungen entdeckt (Stuby et al. 2013).

So beschreiben Böhme et al. (2012), dass durch den standardisierten Einsatz der Computertomographie (CT) der Anteil der echten A-Frakturen (nach der AO-Klassifikation) von 64% auf 36% abfällt und unterdessen der Anteil an B-Frakturen von 25% auf 49% ansteigt. Dabei handelt es sich in der Regel um rotationsinstabile Typ B2.1- und B3.3-Frakturen. Typ-C-Frakturen bleiben konstant bei 9 - 10%, aber auffallend hoch ist der Anteil der isolierten Sakrumfrakturen, der bei Nutzung einer weiterführenden CT-Diagnostik um das Vierzehnfache ansteigt (Böhme et al. 2012a). In einer Sammelstudie von Tosounidis et al. (2006) mit einem Kollektiv von 183 Patienten, wurden primär 81 Beckenfrakturen als Typ-A-, 38 als Typ-B- und 64 als Typ-C-Verletzungen eingeordnet. Nach durchgeführter CT-Bildgebung mussten 8,6% der Typ-A- in Typ-B-Verletzungen geändert werden. Entscheidend für die Therapie ist letztlich der zeitnahe Ausschluss einer Beteiligung des hinteren Beckenrings, was durch ein Feinschicht-CT sicherzustellen ist (Fuchs et al. 2011). Die Sensitivität der Computertomografie liegt dabei bei 60-75% (Cabarrus et al. 2008).

Weiterführend ist insbesondere die Magnetresonanztomographie (MRT) bei anhaltenden immobilisierenden Schmerzen und fehlendem Frakturachweis in der CT-Diagnostik indiziert. Dadurch wird bei einer Sensitivität von 100% die Detektion okkulten Sakruminsuffizienzfrakturen möglich (Cabarrus et al. 2008). In der Studie von Cosker et al. (2005) wurden bei 95% der Patienten mit primär isolierter vorderer Beckenringfraktur im MRT eine Läsion des hinteren Beckenringes festgestellt.

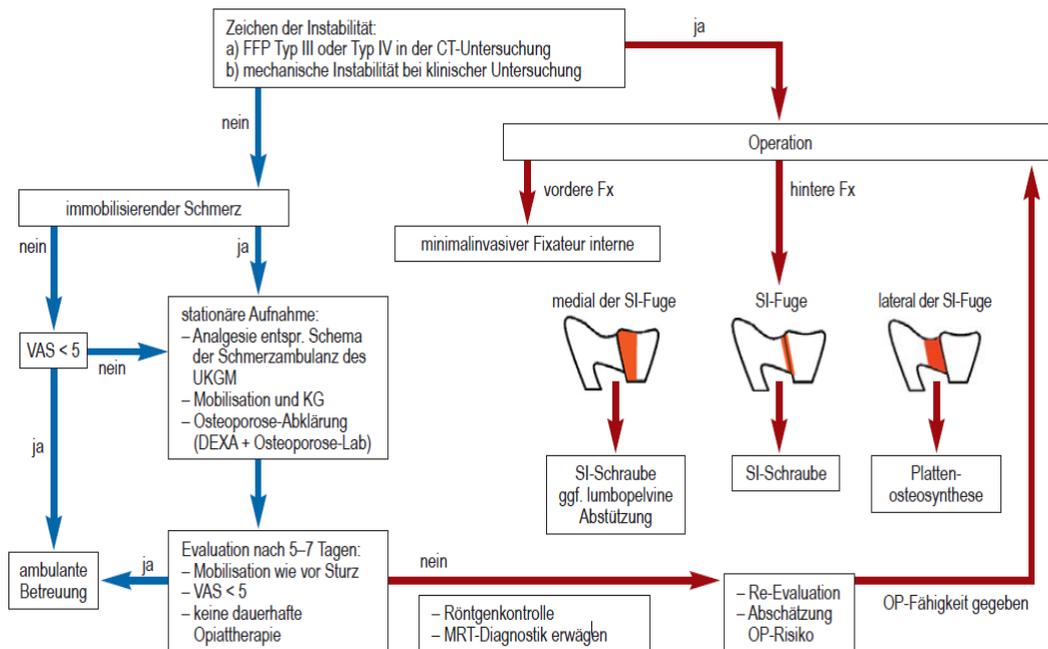
Eine weitere Alternative ist die Dual-Energy-Computertomographie (DECT), die eine höhere Sensitivität zum herkömmlichen CT hat und Knochenmarködeme darstellen kann (Hackenbroch et al. 2017; Pache et al. 2010; Henes et al. 2012).

### **1.3.4. Therapie von osteoporotischen Beckenringfrakturen**

Die Therapie von osteoporotischen Beckenringfrakturen insbesondere bei geriatrischen Patienten stellt eine Herausforderung dar. Bei der Wahl der richtigen Therapie ist eine Zusammenschau aus klinischer Symptomatik und Leidensdruck, dem Allgemeinzustand und Lebensumstand (Stuby et al. 2013), sowie die Einschätzung des Operationsrisikos und Heilungsfähigkeit des Knochens von großer Bedeutung (Böhme et al. 2012b). In allen Fällen sollte die Grunderkrankung Osteoporose nach den allgemeinen Richtlinien behandelt werden (Böhme et al. 2012b).

Die Entscheidung für die konservative oder operative Therapie richtet sich letztlich nach dem Instabilitätsgrad der Beckenringfraktur (Böhme et al. 2012b). Ziel sollte eine frühe Remobilisierung und schnelle Schmerzlinderung der geriatrischen Patienten sein. Ausschlaggebend für eine adäquate Therapie ist die Diagnosesicherung und Einteilung nach der FFP-Klassifikation und sollte zur Wahl der konservativen oder operativen Therapie mitsamt Operationstechnik herangezogen werden (Oberkircher et al. 2018).

Abbildung 12 zeigt den klinikinternen Behandlungsalgorithmus des Zentrums für Orthopädie und Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH (UKGM), Standort Marburg. Im Folgenden wird näher auf die „konservative und operative Therapie“ eingegangen.



**Abbildung 12: Behandlungsalgorithmus**

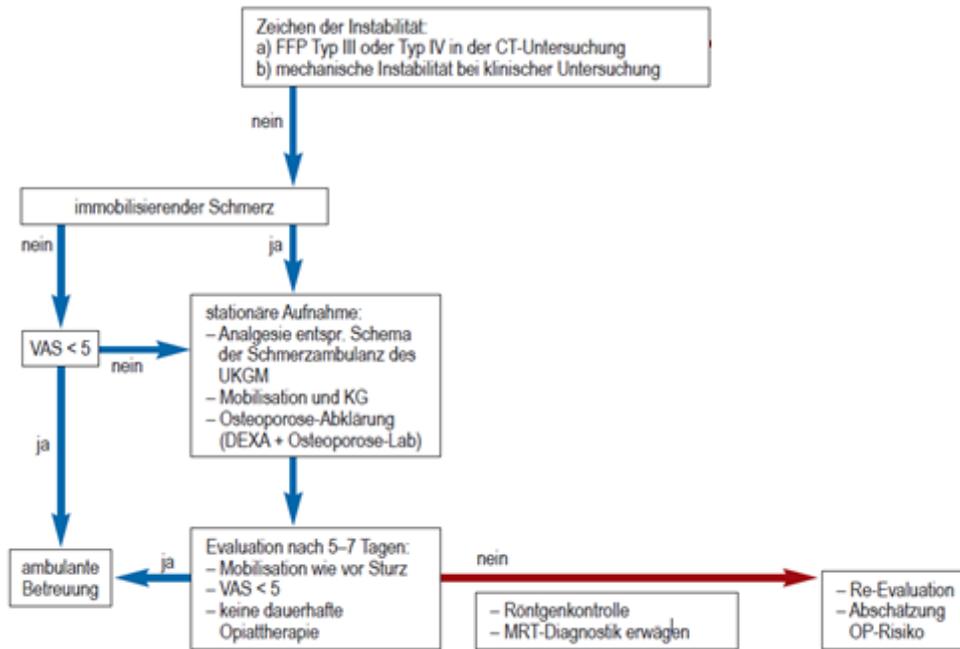
Behandlungsalgorithmus der eigenen Klinik (Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH [UKGM], Standort Marburg) zur Behandlung geriatrischer Fragilitätsfrakturen des Beckenringes. (Oberkircher et al. 2018)

### 1.3.4.1. Konservative Therapie

Eine konservative Therapie ist bei den stabilen Frakturen umsetzbar. Dazu zählt vor allem die isolierte vordere Beckenringfraktur (FFP Typ I). Die FFP Typ II-Verletzungen lassen sich prinzipiell auch konservativ behandeln (Böhme et al. 2012b). Außerdem besteht das Risiko einer sekundären Dislokation oder Frakturtypänderung. Bei persistierender Immobilisation und Schmerzen sollte eine sekundäre operative Versorgung erfolgen (Oberkircher et al. 2018).

Die konservative Therapie setzt sich neben der Behandlung der Osteoporose zusammen aus einer beschwerdeadaptierten analgetischen Therapie, entsprechend dem WHO-Stufenschema (unter Vermeidung von Nichtsteroidalen Antirheumatika, kurz NSAR), einer risikoadaptierten Thromboseprophylaxe mit niedermolekularem Heparin und der

schmerzorientierten Mobilisation durch den Physiotherapeuten (Böhme et al. 2012b). Da bei geriatrischen Patienten eine Teilbelastung in den meisten Fällen nicht praktikabel ist, erfolgt die Mobilisation bei stabilen Frakturen in der Regel unter Vollbelastung. Bei FFP Typ I und II ist bei konservativer Therapie mit einer Schmerzlinderung innerhalb von zwei Wochen und eine Remobilisierung innerhalb sechs Wochen zu rechnen. Abbildung 13 zeigt den Ausschnitt des konservativen Vorgehens nach dem klinikinternen Behandlungsalgorithmus aus Abbildung 12. Finden sich nach o.g. bildgebender Diagnostik keine Zeichen einer Instabilität der FFP und beläuft sich das Schmerzniveau unter fünf in der Visuellen Analog Skala (VAS), ist eine konservative Therapie im ambulanten Rahmen möglich. Steigt das Schmerzniveau jedoch auf fünf oder größer in der VAS bis hin zu immobilisierenden Schmerzen, ist eine stationäre Aufnahme zur Akutschmerzbehandlung und physiotherapeutischen Mobilisierung sinnvoll. Diese Maßnahmen sollten innerhalb einer Woche eine Schmerzreduktion (VAS <5) und eine Mobilisation auf das alte prätraumatische Bewegungsniveau erreichen. Eine Analgesie mit Opiaten sollte keine dauerhafte Therapie sein. Wird dieses Ziel erreicht, kann eine Weiterbehandlung im ambulanten Rahmen erfolgen. Bessert sich der Zustand des Patienten nicht, ist eine erneute Reevaluation der therapeutischen Möglichkeiten mit gegebenenfalls erneuter Bildgebung und Abschätzung des Operationsrisikos empfehlenswert.



**Abbildung 13: Ausschnitt des Behandlungsalgorithmus zur konservativen Therapie**

Ausschnitt des Behandlungsalgorithmus der eigenen Klinik (Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH [UKGM], Standort Marburg) zur Behandlung geriatrischer Fragilitätsfrakturen des Beckenringes. (Oberkircher et al. 2018)

### 1.3.4.2. Operative Therapie und Osteosynthese-Möglichkeiten

Die operative Therapie (bei FFP Typ II, Typ III und Typ IV) führt in der Regel zu einer schnelleren Beschwerdelinderung. So zeigt auch die retrospektive Studie von Hopf et al. von 2015 eine signifikante Schmerzreduktion infolge einer perkutanen iliosakralen Schraubenosteosynthese (VAS 6,8 bei Aufnahme und 1,8 bei Entlassung), nachdem alle 30 Patienten zunächst für sechs Tage konservativ behandelt wurden ohne wesentliche Schmerzlinderung (VAS 6,0). Davon erreichten 22 der 30 Patienten ihre ursprüngliche Mobilität zurück.

Empfohlen wird die operative Therapie bei FFP Typ III- und IV-Verletzungen, da sie mit einer uni- oder bilateralen Instabilität einhergehen (Oberkircher et al. 2018).

Als operative Stabilisierungsverfahren stehen der Fixateur externe, die (trans-) iliosakrale Schraubenosteosynthese, ventrale Plattenosteosynthese (Ruchholtz 2012) oder andere Verfahren, zum Beispiel die biliakale Überbrückungsosteosynthese, lumbopelvine Abstützungsverfahren, wie die trianguläre vertebropelvine Abstützung oder die perkutane Sakroplastie im angloamerikanischen Raum (Böhme et al. 2012b) zur Verfügung. Weiterhin werden zunehmend interne Fixateure eingesetzt, darunter auch der minimalinvasive submuskuläre Fixateur interne.

Die größte Schwierigkeit liegt darin, eine hohe Osteosynthesestabilität zu erreichen, damit der osteoporotische Knochen ausheilen kann (Böhme et al. 2012b).

Bewährt hat sich dabei die perkutane isolierte transiliosakrale Schraubentransfixation (Culemann et al. 2010; Fuchs et al. 2011; Gänsslen 2010). Besonders bei Frakturen der Massa lateralis des Sakrums wird bevorzugt eine iliosakrale Schraubenosteosynthese mit einer oder zwei Schrauben eingesetzt (Rommens et al. 2012). Zumeist wird dabei im osteoporotischen Knochen eine Zementaugmentation der Schrauben vorgenommen (Stuby et al. 2013; Böhme et al. 2012b; Wähnert et al. 2013). Bei bilateralen hinteren Beckenringfrakturen werden dementsprechend beidseits iliosakrale Schrauben oder alternativ ein transsakraler Positionsstab eingebracht (Rommens et al. 2012). Neuste Verfahren nutzen für die iliosakrale Schraubenosteosynthese dabei nicht nur kanülierte, sondern zusätzlich perforierte Schrauben, um eine bessere Zementverteilung und Anhaftung im Knochen zu erreichen (Hack et al. 2018; Oberkircher et al. 2016; Stuby et al. 2013). Auch kombinierte vordere und hintere Beckenringfrakturen werden beim geriatrischen Patienten im klinischen Alltag häufig mittels minimalinvasiver iliosakraler Schraubenosteosynthese ohne zusätzliche Stabilisierung des vorderen Beckenrings versorgt.

Eine Alternative zur konservativen Therapie bei FFP Typ IIa Verletzungen mit einer isolierten und inkompletten Kompressionsfraktur der Massa lateralis ist die Sakroplastie, ein analoges Verfahren zur besser bekannten Vertebroplastie (Oberkircher et al. 2018).

FFP Typ IIIa Frakturen (Fragilitätsfrakturen des Iliums lateral des ISG) sollten mit einer minimalinvasiven ventralen Plattenosteosynthese stabilisiert werden (Oberkircher et al. 2018). Im eigenen Vorgehen werden hier zwei Großfragmentplatten verwendet, wobei nur eine Schraube medial des ISG streng parallel zur ISG-Fuge positioniert wird, um die S1-Wurzel nicht zu irritieren.

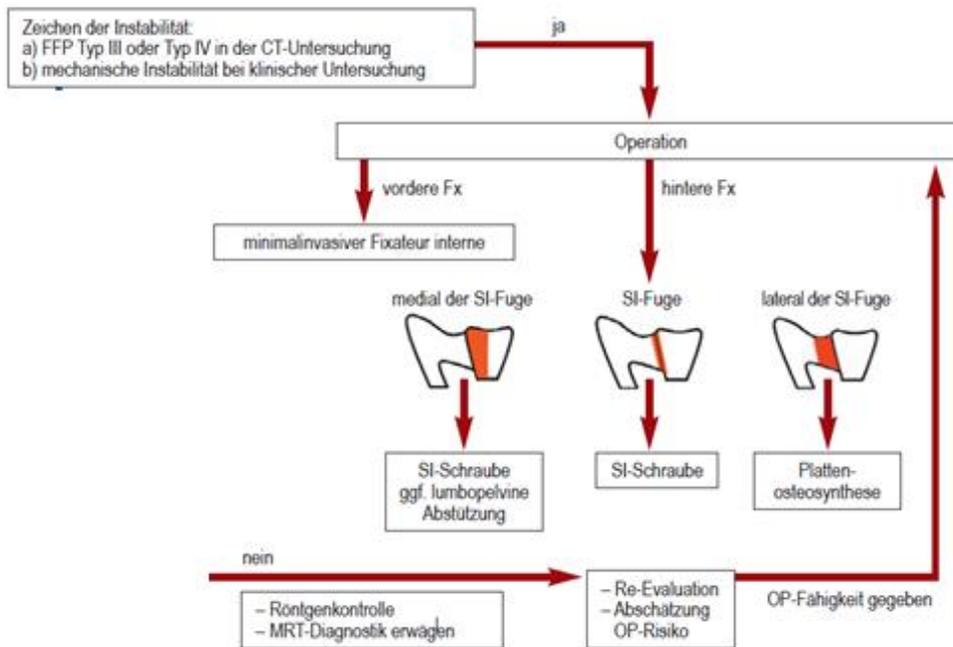
Die trianguläre vertebropelvine Abstützung gilt als stabilste Methode bei der Versorgung von instabilen Sakrumfrakturen (Gänsslen 2010; Schildhauer et al. 2003), entsprechend dem FFP Typ III und IV. Dieses operative Verfahren verursacht jedoch ein erhebliches Weichteiltrauma (Böhme et al. 2012b). Bei ausgeprägter Dislokation und vertikaler Instabilität ist dieses Osteosyntheseverfahren sinnvoll (Rommens et al. 2012). Hierbei handelt es sich in der Regel um eine uni- oder bilaterale lumbopelvine Fixation, die bei multiplanarer Instabilität noch weiter durch eine iliosakrale Schraubenosteosynthese (horizontale Stabilisierung) erweitert werden kann.

Bei vorderen Beckenringfrakturen mit transpubischer oder transsymphysärer Instabilität und/oder Dislokation, so auch bei FFP Typ IIb-Frakturen mit immobilisierenden Schmerzen, ist der Fixateur externe beim älteren Patienten eine sichere und minimalinvasive Methode. Ein nennenswerter Nachteil ist, dass sich die supraacetabulär eingebrachten Schanz-Schrauben in osteoporotischen Knochen schnell lockern. Dies ist bei Osteoporose mit bekanntlich prolongierter Frakturheilung ungünstig (Fuchs et al. 2011). Auch Cole et al. fanden 2012 in ihrer retrospektiven Studie zur operativen Versorgung von vorderen Beckenringverletzungen beim Vergleich des Fixateurs externe (APEF) mit dem Fixateur interne (APIF) signifikant ( $p=0,05$ ) weniger Wundheilungsstörungen, niedrigere Morbiditätsereignisse und niedrigeres Schmerzniveau beim Fixateur interne (APIF) (Cole et al. 2012). Daher geht man zunehmend zu internen Fixationstechniken über. Hierbei gibt es Fixateur interne, die subkutan

oder submuskulär platziert werden. Ebenfalls möglich ist der Einsatz einer „Kriechschraube“, die retrograd und transpubisch eingebracht wird (Oberkircher et al. 2018).

Zusammenfassend haben die vorgestellten Osteosyntheseverfahren jeweils verschiedene Indikationen sowie individuelle klinische Vor- und Nachteile (Dudda et al. 2013). Derzeit gibt es noch keine vergleichbaren Daten zu unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren hinsichtlich Komplikationsraten und Ergebnis bei Fragilitätsfrakturen des Beckens. So ist nach Anamnese, klinischer Untersuchung und Evaluation der Schmerzsymptomatik zunächst eine zeitnahe strukturierte Diagnostik notwendig und schließlich die Wahl der konservativen oder operativen Therapie mit einem zur Frakturmorphologie passenden und möglichst minimalinvasiven Osteosyntheseverfahren entscheidend (Oberkircher und Bücking 2016).

Der klinikinterne Behandlungsalgorithmus des Zentrums für Orthopädie und Unfallchirurgie des UKGM Marburg (Abbildung 14) komprimiert diese operativen Therapiemöglichkeiten. Bei Zeichen einer Instabilität (CT-gesicherte FFP Typ III und IV oder/und mechanische Instabilität in der klinischen Untersuchung) sollte die OP-Indikation gestellt werden. Die vordere Beckenringfraktur ist vorzugsweise mit einem minimalinvasiven Fixateur interne zu versorgen. Bei hinteren Beckenringfrakturen medial des ISG ist eine lumbopelvine Abstützung oder auch ISG-Schraube sinnvoll, je nach Frakturausprägung oder (vertikaler) Dislokation. Im Bereich des ISG reicht die ISG-Schraube aus. Lateral des ISG empfiehlt sich die minimalinvasive Platte.



**Abbildung 14: Ausschnitt des Behandlungsalgorithmus zur operativen Therapie**

Ausschnitt des Behandlungsalgorithmus der eigenen Klinik (Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH [UKGM], Standort Marburg) zur Behandlung geriatrischer Fragilitätsfrakturen des Beckenringes. (Oberkircher et al. 2018)

Trotz allem gibt es bislang noch nicht genügend schlüssige und altersentsprechend adaptierte Versorgungsstrategien der verschiedenen Verletzungsregionen und -typen des Beckenringes (Culemann et al. 2010; Oberkircher et al. 2018) und prospektive Studien werden dringend benötigt.

## 2. Zielsetzung und Fragestellung

Vor dem Hintergrund der unzureichenden Forschungslücken ist das Ziel der vorliegenden biomechanischen Untersuchungen die Evaluation der Stabilität verschiedener Osteosynthese-Möglichkeiten bei osteoporose-assoziierten Frakturen des vorderen und hinteren Beckenrings in der zyklischen Belastung, gemessen mittels Steifigkeit, plastischer Verformung und maximaler Belastbarkeit, bis zum Eintritt des Osteosyntheseversagens.

Hierzu werden die folgenden Fragestellungen untersucht:

1. Wie beeinflussen die verschiedenen Frakturtypen die Stabilität?
2. Ist die Stabilisierung kombinierter vorderer und hinterer Beckenringfrakturen mittels ISG-Schraube ausreichend oder ist zusätzlich eine vordere Stabilisierung nötig?
3. Unterscheidet sich bei osteoporotischen FFP-Typ-II-B-Frakturen das neuartige Schrauben-Stab-System des minimalinvasiven submuskulären Fixateurs interne vom häufig eingesetzten Fixateur externe (beide Verfahren jeweils in Kombination mit einer iliosakralen Schraubenosteosynthese) in Stabilität und maximaler Belastbarkeit?

### **3. Material und Methoden**

#### **3.1. Ethikvotum**

Vor Durchführung der Versuche wurde ein positives Ethikvotum der Ethikkommission des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg eingeholt (Studennummer 153/16).

#### **3.2. Stichprobenbeschreibung**

Für die Studie standen 22 formalinfixierte (96% Ethanol und <2% Formaldehyd) Becken aus Körperspenden zur Verfügung, bereitgestellt vom Institut für Anatomie und Zellbiologie der Philipps-Universität Marburg.

Nach der, im weiteren Verlauf erläuterten, Vorbereitung und Anwendung der Ein- und Ausschlusskriterien, konnten insgesamt 18 Becken für die Testungen genutzt werden. Das Durchschnittsalter der Spender betrug 84,41 Jahre (Min. 69, Max. 92, SD 6,29). Von den 18 Spendern waren acht weiblich (44%, n=8) und zehn männlich (56%, n=10).

#### **3.3. Ein- und Ausschlusskriterien**

##### **3.3.1. Einschlusskriterien**

- Vorhandensein von Osteoporose  
Dazu galten die Kriterien der WHO, welche den Knochenmineralgehalt namens Bone Mineral Density (BMD) von mehr als 2,5 Standardabweichungen (SD) unter dem Mittelwert der Peak bone mass (PBM) einer jungen gesunden Referenzpopulation definiert (t-Score) (Niethard et al. 2017).

Da alle Becken formalinfixiert waren und die Messung außerdem am Sakrum und nicht am proximalem Femur oder LWS durchgeführt werden konnte, ist der errechnete t-Score nicht mit „in vivo“-Werten zu vergleichen, konnte jedoch aufgrund der Vergleichbarkeit der formalinfixierten Becken untereinander zur Randomisierung der Becken herangezogen werden.

- Intakter vierter und fünfter Lendenwirbelkörper
- Intakter vorderer und hinterer Beckenring

### **3.3.2. Ausschlusskriterien**

- Beckenfrakturen
- Stattgehabte Traumata
- Deformitäten
- Metastatische oder primäre neoplastische Knochenläsionen
- Anatomische Variationen
- Andere Pathologien

### **3.4. Vorbereitung und Auswahl des Kollektivs**

Zur Aufbewahrung wurden die Kadaver in mit Formaldehyd getränkte Tücher gewickelt und in stabilen Plastiktüten bei - 80 Grad Celsius (°C) für ein Jahr, bis zum Erreichen einer ausreichenden Stichprobengröße, gelagert.

Nach einer Auftauzeit von 24 Stunden bei Raumtemperatur wurden die 22 Becken präpariert und das gesamte Weichteilgewebe entfernt. Die Ligamenta sacroiliaca anteriora, posteriora und interossea, die iliolumbalen Ligamente und die symphysären Strukturen blieben erhalten (Abbildung 15).

Alle Becken wurden vor Durchführung der Versuche mittels CT untersucht. Vier der 22 Becken wiesen Ausschlusskriterien auf (Frakturen bei zwei

Becken, Metastasen bei weiteren zwei Becken) und mussten ausgeschlossen werden.

An den übrigen 18 Becken wurde eine Knochendichtemessung, kurz DXA-Messung (Dual Energy X-ray Absorptiometry, auch Osteodensitometrie genannt), durchgeführt und anschließend der t-Score ermittelt. Da die Becken bereits präpariert und von ihrem Weichteilmantel befreit worden waren, wurden die Becken für die Untersuchung unter eine mit Wasser gefüllte Kiste gelegt, die den fehlenden Weichteilmantel simulierte. Der hieraus resultierende mittlere t-Score, gemessen am Sakrum betrug -4,66 (SD 1,57; min: -6,9; max: -1,8).

Als nächstes wurden alle Präparate mit einem Sockel aus kaltpolymerisierendem Kunststoff um den vierten Lendenwirbelkörper (LWK) eingebettet (Technovit 3040, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) (Abbildung 16).



Abbildung 15: Präpariertes Becken

Abbildung 16: Becken mit Technovit-Sockel

### 3.5. Übersicht Studienplanung

Die Abbildung 17 zeigt eine Übersicht über die Gruppierung und Versuchsdurchführung der vorliegenden Studie. Sie dient der Anschauung

für die folgenden Abschnitte. Im Kapitel „Biomechanische Versuchsdurchführung“ wird zudem im Detail auf die drei Versuchsteile eingegangen.

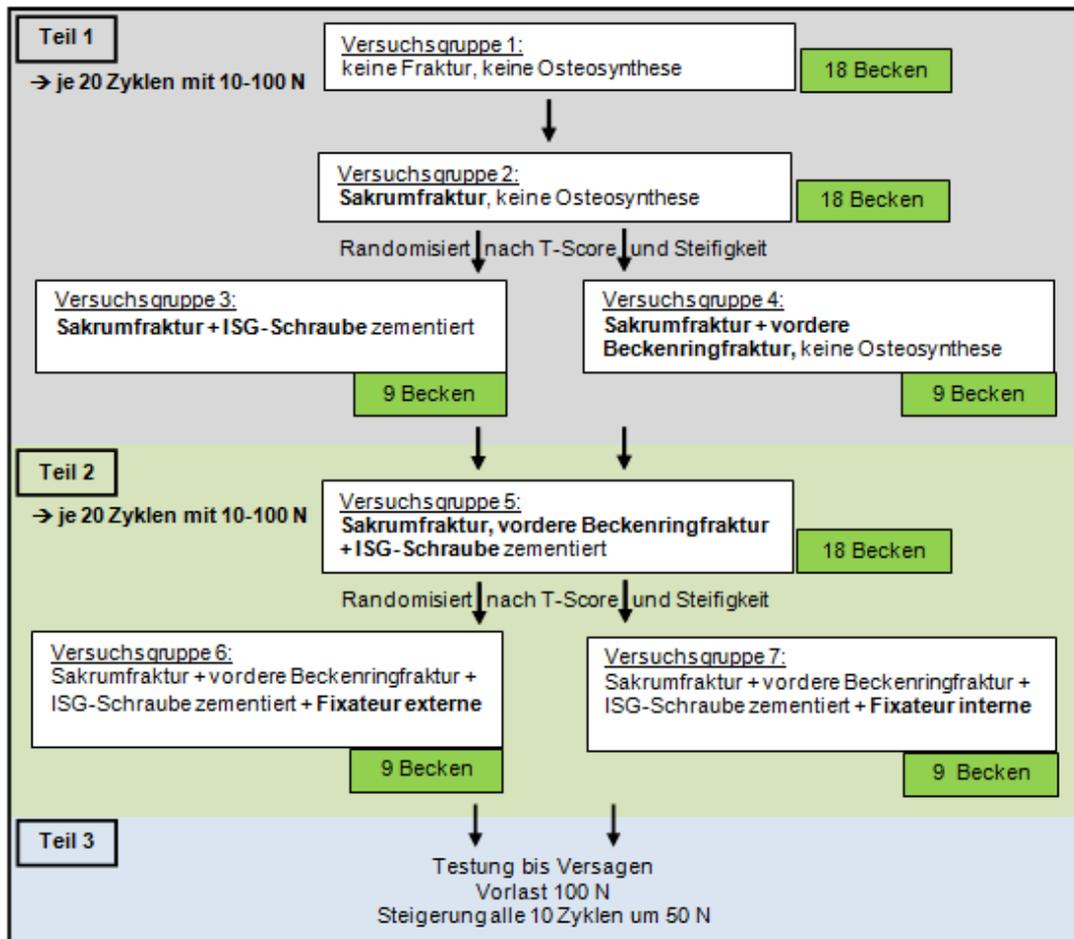


Abbildung 17: Studienplanung

### 3.6. Gruppengenerierung

Aus den 18 Präparaten wurde zunächst Versuchsgruppe 1 gebildet. Sie wurden nach den oben genannten Kriterien ausgewählt und sind nativ (ohne Fraktur und ohne Osteosynthese).

Die Versuchsgruppe 2, bestehend aus 18 Becken mit Sakrumfraktur, wurde in zwei weitere Versuchsgruppen 3 und 4 mit je 9 Becken aufgeteilt und dazu nach t-Score und Steifigkeit randomisiert [Versuchsgruppe 3:

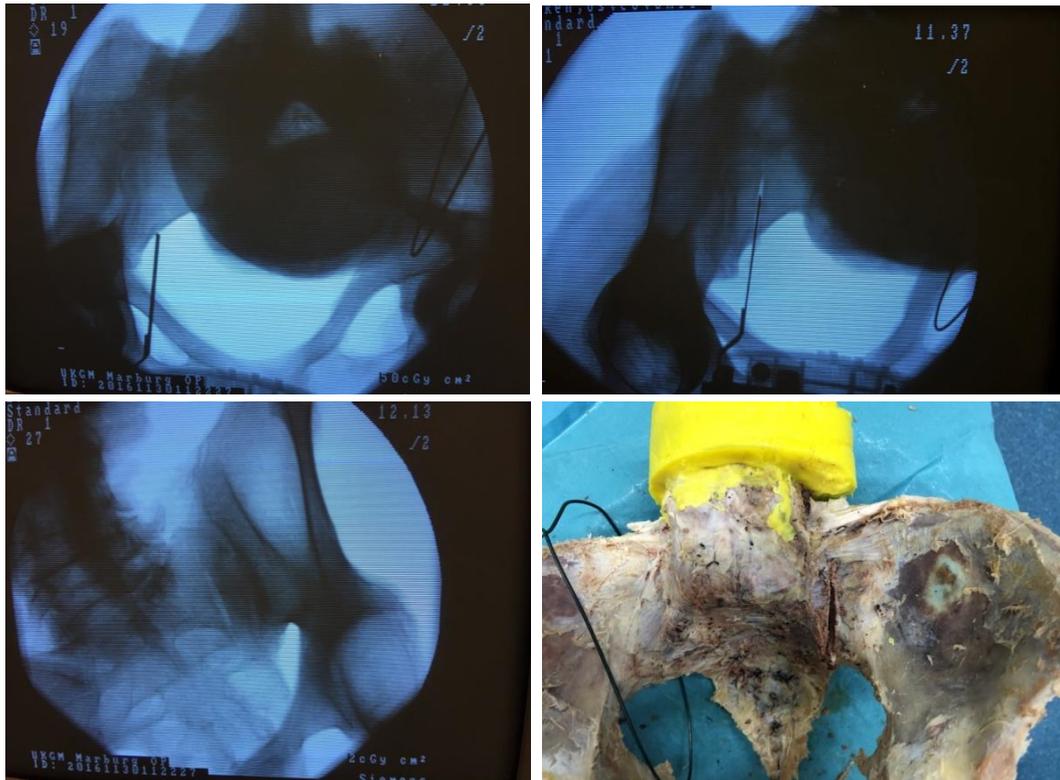
Alter 86,33 Jahre (min 77, max 92, SD 4,74), t-Score -4,73 (min -6,9, max -2,2, SD 1,54); Versuchsgruppe 4: Alter 81,50 Jahre (min 69, max 90, SD 6,5), t-Score: -4,58 (min -6,9, max -1,8, SD 1,71)]. Versuchsgruppe 3 und 4 zeigten in Bezug auf Alter ( $p=0,098$ ) und t-Score ( $p=0,844$ ) keinen signifikanten Unterschied.

Nach erneuter Zusammenführung der Gruppen in Versuchsgruppe 5, die 18 Becken mit Sakrumfraktur, vorderer Beckenringfraktur und zementierter ISG-Schraube enthält, wurden erneut zwei weitere Versuchsgruppen 6 und 7 mit je neun Becken generiert und nach t-Score und Steifigkeit randomisiert [Versuchsgruppe 6 (Fixateur externe): Alter 83,78 (min 69, max 92, SD 7,26), t-Score -4,66 (min -6,9, max -1,8, SD 1,58); Versuchsgruppe 7 (Fixateur interne): Alter 85,13 (min 77, max 92, SD 5,38), t-Score -4,68 (min -6,9, max -2,2, SD 1,67)]. Versuchsgruppe 6 und 7 zeigten in Bezug auf Alter ( $p=0,674$ ) und t-Score ( $p=0,981$ ) im t-Test für unverbundene Stichproben keine signifikante Differenz.

### **3.7. Operatives Vorgehen**

Alle Osteotomien und daran anschließende Osteosynthesen wurden unmittelbar vor den biomechanischen Testungen vom gleichen Operateur im Uniklinikum Marburg durchgeführt.

Die Frakturen wurden mit einer oszillierenden Säge erzeugt. Die isolierte Sakrumfraktur wurde standardisiert auf der linken Seite durch eine vertikale Osteotomie in der ventralen Massa lateralis (Denis-Zone I) (Denis et al. 1988) mit einer oszillierenden Säge erzeugt, ohne dabei die dorsale Kortikalis zu durchbrechen, entsprechend einer FFP Typ Ila-Läsion nach Rommens (Rommens und Hofmann 2013). Jede Osteotomie war 2 mm breit und umfasste die gesamte kraniokaudale Länge des Kreuzbeins (Abbildung 18).



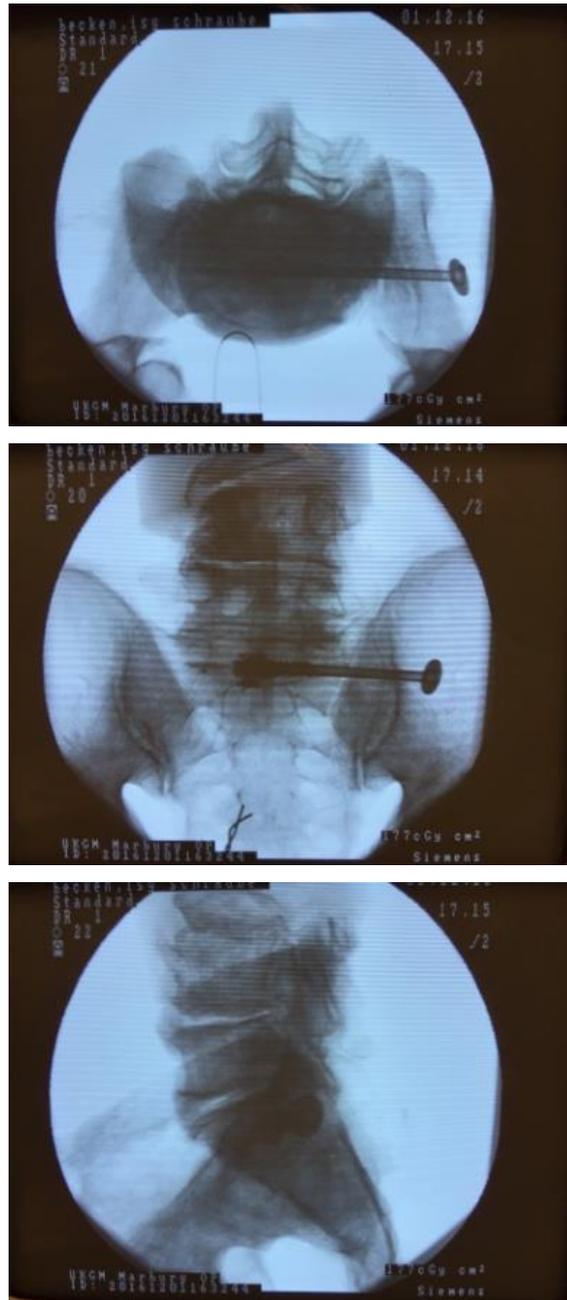
**Abbildung 18: Erzeugung der Sakrumfraktur**

Die ebenfalls mit der oszillierenden Säge generierten Frakturlinien für die vordere Beckenringfraktur verliefen jeweils ipsilateral vertikal durch die Rami superior und inferior des Os pubis, entsprechend einer FFP Typ IIb-Fraktur (Rommens und Hofmann 2013; Rommens et al. 2017; Vgl. Abbildung 19).



**Abbildung 19: Erzeugung der vorderen Beckenringfraktur**

Als Material zur iliosakralen Schraubenosteosynthese der hinteren Beckenringfraktur wurden 7,5 Millimeter (mm) kanülierte, selbstschneidende Teilgewinde-Zugschrauben aus Titan verwendet (aap Implantate Berlin, Deutschland). Zunächst wurde ein K-Draht unter radiologischer Kontrolle im ersten sakralen Wirbelkörper (S1-Korridor), den Frakturspalt sowie die Mittellinie überquerend, positioniert. Eine Arbeitskanüle wurde zur Zementapplikation platziert. Anschließend wurde der K-Draht entfernt und 1,5 ml Knochenzement (Kyphon HV-R Bone Cement, Medtronic, Minneapolis, MN, USA) am Ende des Bohrlochs mit einem Zementfüller injiziert. Danach wurde der K-Draht wieder eingeführt, die Kanüle entfernt und eine 7,5 mm lange selbstschneidende Teilgewindeschraube aus Titan (aap Biomaterials GmbH, Dieburg, Deutschland) mit Unterlegscheibe eingebracht. Dann wurde der K-Draht entfernt. Die Platzierung der Schrauben und die Zementapplikation wurden unter Durchleuchtung in drei Ebenen (anterior posterior (a. p.), lateral und kraniokaudal) kontrolliert (Abbildung 20).



**Abbildung 20: Iliosakrale Schraubenosteosynthese**

Auch die später im Versuchsdurchlauf (Versuchsgruppe 6 und 7) durchgeführte Osteosynthese der vorderen Beckenringfrakturen mit dem Fixateur externe und dem minimalinvasiven submuskulären Fixateur interne wurde vom gleichen Operateur durchgeführt.

Für den Fixateur externe (DePuy Synthes, Johnson & Johnson Medical GmbH, Umkirch, Deutschland) wurde bilateral supraazetabulär eine Schanz-Schraube (Durchmesser 6 mm) eingebracht (Abbildung 21). Diese

wurden jeweils unter Verwendung einer Kombinationsbacke mit zwei Kohlefaser-Stäben (Durchmesser 11 mm) versehen. Die beiden Kohlefaser-Stäbe wurden anschließend mit einer Verbindungsbacke fest miteinander verschraubt.



**Abbildung 21: Fixateur externe**

Zur Anbringung des Fixateurs interne (Marquardt Medizintechnik GmbH, Spaichingen, Deutschland) wurde ebenfalls bilateral supraacetabulär eine 7,5 mm dicke und 55 mm lange polyaxiale Pedikelschraube eingebracht (Abbildung 22). Verbunden wurden diese durch einen vorgebogenen Titanbügel (6 mm Durchmesser), der unmittelbar am oberen Schambeinast positioniert wurde. In vivo wird beidseits ein minimalinvasiver transabdomineller und retroperitonealer Zugang zur Platzierung der Schrauben präpariert. Für den Bügel erfolgt eine stumpfe

Weichteilpräparation unterhalb der iliacaen Gefäße und Muskeln entlang des jeweiligen oberen Schambeinastes.



Abbildung 22: Fixateur interne

### **3.8. Endpunkte der einzelnen Versuchsteile**

- 1. und 2. Teil:
  - Nach Erreichen der vorher festgelegten Zahl an Zyklen
  - Eintreten von Osteosyntheseversagen (Dislokation > 5 mm oder Umkehr des Kraftvektors)
  
- 3. Teil:
  - Eintreten von Osteosyntheseversagen
    - Umkehr des Kraftvektors
    - Versagen des Osteosynthesematerials
    - Entstehen einer Fraktur an anderer Stelle

### **3.9. Biomechanische Versuchsdurchführung**

Alle biomechanischen Testungen wurden mit einer Instron-Materialprüfmaschine (Abbildung 23) durchgeführt (Universal Testing Machine, Instron 5566, Instron Corp., Darmstadt, Deutschland).

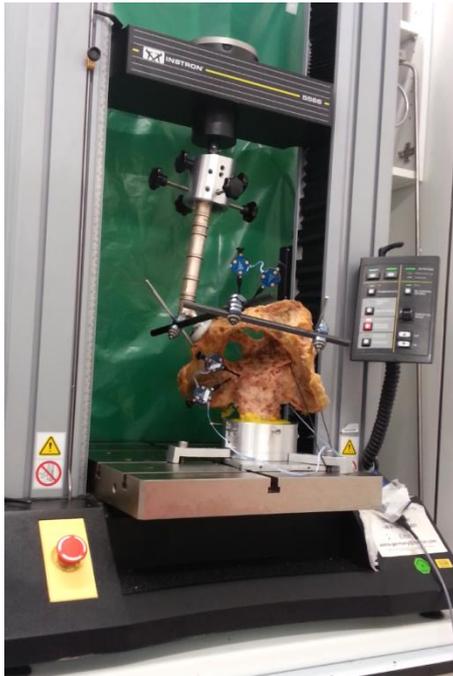


Abbildung 23: Instron-Materialprüfmaschine

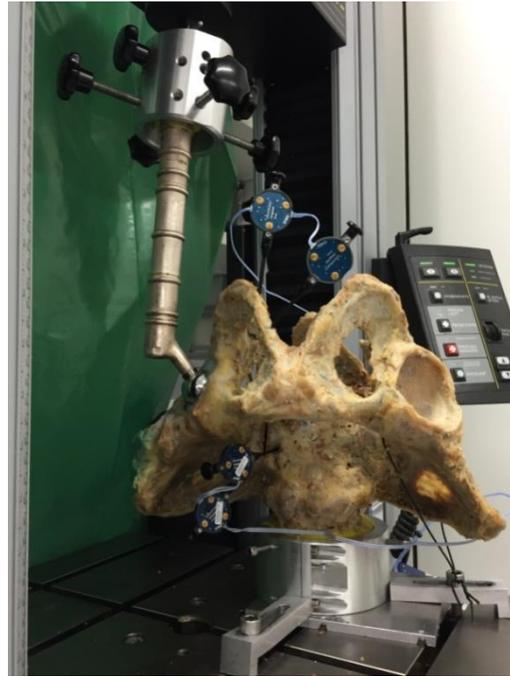


Abbildung 24: Einspanntechnik

In allen Versuchsreihen wurden die Becken um 180° gedreht und über ihren Technovitsockel an LWK 4 in einer dem Durchmesser des Technovitsockels entsprechenden Metallverankerung eingespannt. Der Einbeinstand wurde simuliert, indem die Krafteinleitung durch die Instron-Maschine über eine Total-Femur-Prothese (MUTARS Total Femoral Replacement MK, Implantcast GmbH, Buxtehude, Deutschland) in die linke Hüftgelenkspfanne erfolgte. Zur Stabilisierung der Konstruktion und Simulation der Glutealmuskulatur wurde das Becken kontralateral über eine Drahtschlinge am Boden der Instron-Maschine befestigt (Abbildung 24).

Durch die Instron-Maschine wurden jeweils plastische Verformung und Steifigkeit erfasst. Die Daten wurden mit Instron Bluehill 2 Software (Instron Crop., Darmstadt, Deutschland) aufgezeichnet.

Die Belastung erfolgte zyklisch. Das zyklische Belastungsschema wurde in den ersten sieben Versuchsgruppen (Teil 1 und 2) gleichermaßen

durchgeführt. So wurde die Becken in allen Versuchsreihen mit je 20 Zyklen bis 100 Newton (N) belastet (Vorlast jeweils 10 N).

Final (Teil 3) wurde mit Gruppe 6 und 7 zusätzlich ein Versagenstest mit Steigerung der zyklischen Belastung bis zum Eintreten des Osteosyntheseversagens (siehe unten) durchgeführt.

Der Vollständigkeit halber ist zu erwähnen, dass während der Belastung zusätzlich eine 3D-Messung (Motion capture) durchgeführt wurde. Dafür wurde das Optotrak Certus®-System der Firma Northern Digital Incorporated (NDI) angewendet. Die dafür platzierten vier Marker sind auf dem Bildmaterial zu finden. Aufgrund technischer Probleme bei der Messung konnten diese Daten jedoch nicht ausgewertet werden, weshalb im weiteren Verlauf nicht näher auf diese Messmethode eingegangen wird.

### **3.9.1. Teil 1 der Versuchsdurchführung**

Zunächst wurden alle 18 nativen Präparate durch die Instron-Maschine, wie oben beschrieben, mit 10-100 N<sub>Zyklus</sub> 20 Mal zyklisch belastet. Diese 18 nativen Becken (ohne Fraktur und ohne Osteosynthese) galten als Versuchsgruppe 1.

Im nächsten Schritt (Versuchsgruppe 2, Sakrumfraktur ohne Osteosynthese) wurden alle 18 Becken standardisiert mit der geschilderten isolierten Sakrumfraktur versehen und erneut nach dem gleichen Schema belastet. Anschließend erfolgte die Randomisierung nach den Kriterien der Knochenqualität (t-Score) und Steifigkeit (Messwerte der Instron-Maschine).

So wurden die 18 Becken in zwei Versuchsgruppen 3 und 4 aufgeteilt, sodass die Gruppengröße jeweils aus neun Präparaten bestand. Die Sakrumfraktur der neun Becken aus Gruppe 3 wurde durch eine zementierte ISG-Schraube osteosynthetisch versorgt und in Gruppe 4 wurde die Sakrumfraktur durch die standardisierte vordere Beckenringfraktur ergänzt. Auch diese beiden Versuchsgruppen durchliefen das gleiche Belastungsschema.

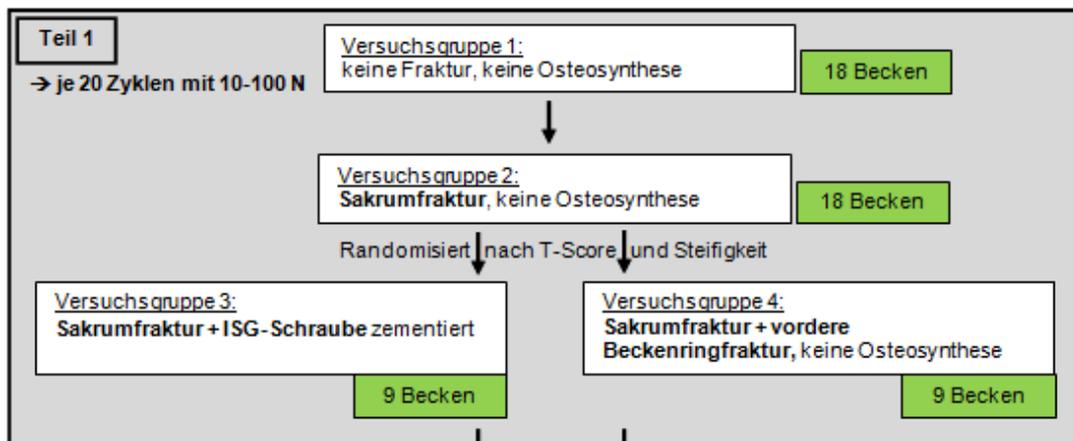


Abbildung 25: Studienplanung, Teil 1

### 3.9.2. Teil 2 der Versuchsdurchführung

Alle 18 Becken der Versuchsgruppe 5 sollten durch eine Sakrumfraktur, osteosynthetisch versorgt durch eine zementaugmentierte ISG-Schraube und einer kombinierten vorderen Beckenringfraktur, kurzum FFP Typ IIB Fraktur, charakterisiert sein. Dazu wurde den neun Becken aus Versuchsgruppe 3 die vordere Beckenringfraktur hinzugefügt und die anderen neun Becken aus Versuchsgruppe 4 durch das Platzieren einer zementaugmentierten ISG-Schraube vervollständigt. Anschließend wurden die Präparate in den üblichen Zyklen belastet und erneut nach Knochenqualität und Steifigkeit randomisiert.

Somit konnten nun die 18 Präparate erneut in zwei Gruppen, konkret Versuchsgruppen 6 und 7, aufgeteilt werden.

Die neun Präparate der Versuchsgruppe 6 wurden zur Stabilisierung der noch nicht osteosynthetisch stabilisierten vorderen Beckenringfraktur mit dem Fixateur externe und Versuchsgruppe 7 mit dem Fixateur interne versorgt. Auch diese wurden nach selbigem Belastungsschema biomechanisch getestet.

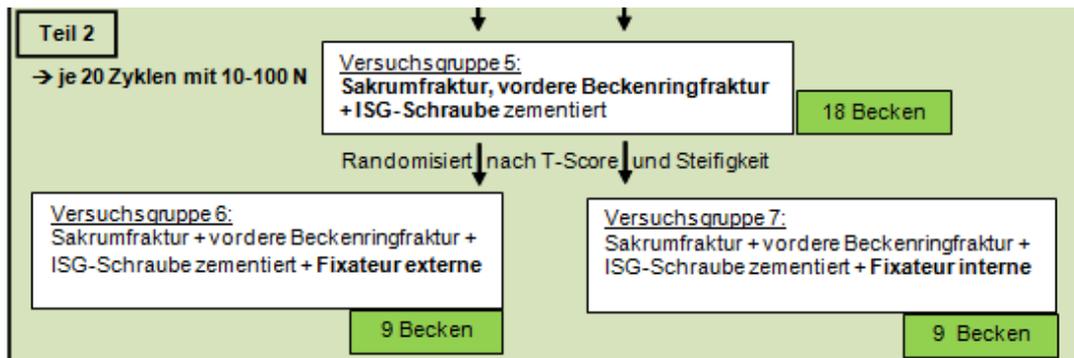


Abbildung 26: Studienplanung, Teil 2

### 3.9.3. Teil 3 der Versuchsdurchführung

Abschließend wurde mit diesen beiden Gruppen ein Versagenstest durchgeführt. Hierbei wurde mit 10 Zyklen bis 150 N begonnen. Alle darauffolgenden 10 Zyklen wurde die zyklische Belastung um weitere 50 N gesteigert bis zum Erreichen der oben genannten Endpunkte und Versagenkriterien. Die Vorlast betrug beim gesamten Versagenstest 100 N.

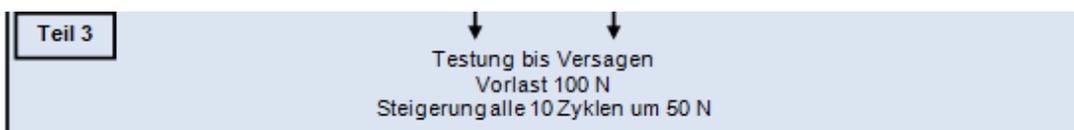


Abbildung 27: Studienplanung, Teil 3

### 3.10. Statistische Analyse

Für die statistische Analyse der Versuchsreihen wurde IBM SPSS Statistics 24 (Statistical Package for the Social Sciences, IBM Corporation, Armonk, NY, USA) verwendet. Hiermit wurden die Mittelwerte, Minimal- und Maximalwerte der Probengröße und die Standardabweichungen berechnet. Zur Beurteilung der Normalverteilung wurde der Kolmogorov-

Smirnov-Test verwendet. Für normalverteilte Proben wurden parametrische Tests verwendet (t-Test für abhängige bzw. unabhängige Proben), für nicht-normalverteilte Proben nichtparametrische Tests (Wilcoxon-Test). Für alle Tests wurde eine statistische Signifikanz von  $p < 0,05$  angenommen.

## 4. Ergebnisse

### 4.1. Ergebnisse für die mittlere Steifigkeit und mittlere plastische Verformung aller 7 Versuchsgruppen

	mittlere Steifigkeit [N/mm]	mittlere plastische Verformung [mm]
<b>Versuchsgruppe 1</b> (native Becken)	n=18	n=18
	mean: 35,96	mean: 0,61
	SD: 15,11	SD: 0,35
	min: 16,78	min: 0,20
	max: 72,90	max: 1,52
<b>Versuchsgruppe 2</b> (Sakrumfraktur ohne Osteosynthese)	n=18	n=18
	mean: 34,65	mean: 0,59
	SD: 17,70	SD: 0,39
	min: 14,98	min: 0,12
	max: 75,65	max: 1,61
<b>Versuchsgruppe 3</b> (Sakrumfraktur und ISG-Schraube)	n=9	n=9
	mean: 35,38	mean: 0,50
	SD: 10,95	SD: 0,27
	min: 23,13	min: 0,21
	max: 57,13	max: 1,10
<b>Versuchsgruppe 4</b> (Sakrumfraktur und vordere Beckenringfraktur, keine Osteosynthese)	n=9	n=9
	mean: 41,01	mean: 0,47
	SD: 22,06	SD: 0,49
	min: 12,71	min: 0,13
	max: 74,12	max: 1,51
<b>Versuchsgruppe 5</b> (Sakrumfraktur, vordere Beckenringfraktur, ISG-Schraube)	n=18	n=18
	mean: 37,69	mean: 0,48
	SD: 16,10	SD: 0,29
	min: 16,91	min: 0,15
	max: 69,38	max: 1,20
<b>Versuchsgruppe 6</b> (Fixateur externe bei Sakrumfraktur, vorderer Beckenringfraktur und ISG- Schraube)	n=9	n=9
	mean: 26,52	mean: 0,71
	SD: 9,76	SD: 0,26
	min: 15,63	min: 0,32
	max: 44,69	max: 1,08
<b>Versuchsgruppe 7</b> (Fixateur interne bei Sakrumfraktur, vorderer Beckenringfraktur und ISG-Schraube)	n=9	n=9
	mean: 43,69	mean: 0,37
	SD: 18,39	SD: 0,23
	min: 22,92	min: 0,14
	max: 72,21	max: 0,78

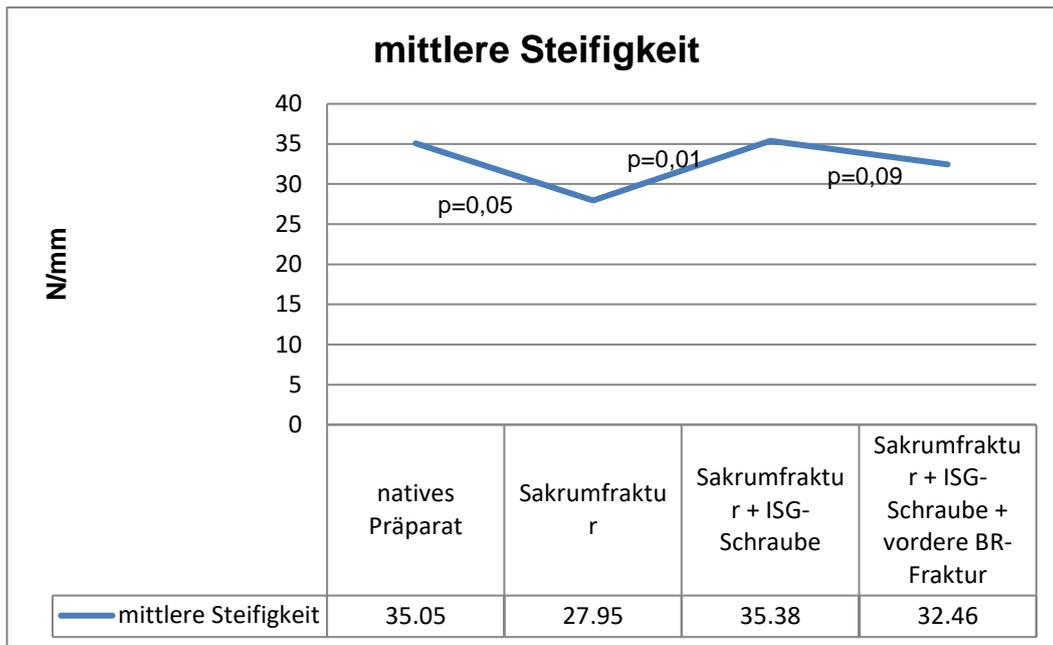
Tabelle 1: Ergebnisse für mittlere Steifigkeit und mittlere plastische Verformung aller 7 Versuchsgruppen

## 4.2. Ergebnisse des 1. Versuchsteils

Aufgrund der Fülle der Daten wurde exemplarisch die statistische Auswertung zur Beantwortung der folgenden zwei Fragenstellungen aufgeführt.

1. Wie beeinflussen die verschiedenen Frakturtypen die Stabilität?
2. Ist die Stabilisierung kombinierter vorderer und hinterer Beckenringfrakturen mittels ISG-Schraube ausreichend oder ist zusätzlich eine vordere Stabilisierung nötig?

Der erste Versuchsteil dient der Untersuchung dieser beiden Forschungsfragen (Vgl. Grafik 1 und Tabelle 2). Vergleicht man die Steifigkeit der nativen osteoporotischen Präparate (Versuchsgruppe 1) mit der isoliert hinzugefügten Sakrumfraktur (Versuchsgruppe 2), verringert sich diese durchschnittlich von 35,05 N/mm (SD: 16,84 N/mm) auf 27,95 N/mm (SD: 7,36 N/mm) ( $p=0,05$ ). Durch die anschließend eingebrachte zementierte ISG-Schraube (Versuchsgruppe 3) vergrößerte sich die Steifigkeit signifikant auf 35,38 N/mm (SD: 10,95 N/mm) ( $p=0,01$ ). Die danach hinzugefügte kombinierte ipsilaterale vordere Beckenringfraktur (Versuchsgruppe 5) vermindert die Steifigkeit erneut auf 32,46 N/mm (SD: 11,02 N/mm). Dieser Unterschied war jedoch nicht signifikant ( $p=0,09$ ). Die Ergebnisse (Mittelwert, Standardabweichung, Minimalwert und Maximalwert) für mittlere Steifigkeit der Versuchsgruppen 1-3 und 5 sind in der Tabelle 2 aufgelistet.



**Grafik 1: Veränderung der mittleren Steifigkeit im ersten Versuchsteil**

<b>n=9</b>	<b>mittlere Steifigkeit [N/mm]</b>
<b>Versuchsgruppe 1</b> (native Becken)	mean: 35,05
	SD: 16,84
	min: 16,78
	max: 72,90
<b>Versuchsgruppe 2</b> (Sakrumfraktur ohne Osteosynthese)	mean: 27,95
	SD: 7,36
	min: 19,85
	max: 40,13
<b>Versuchsgruppe 3</b> (Sakrumfraktur und ISG-Schraube)	mean: 35,38
	SD: 10,95
	min: 23,13
	max: 57,13
<b>Versuchsgruppe 5</b> (Sakrumfraktur, vordere Beckenringfraktur, ISG-Schraube)	mean: 32,46
	SD: 11,02
	min: 20,99
	max: 51,74

**Tabelle 2: Ergebnisse für mittlere Steifigkeit der Versuchsgruppen 1-3 und 5 (n=9)**

### **4.3. Ergebnisse des 2. und 3. Versuchsteils**

Der zweite und dritte Versuchsteil dient der Beantwortung der dritten Fragestellung 3.

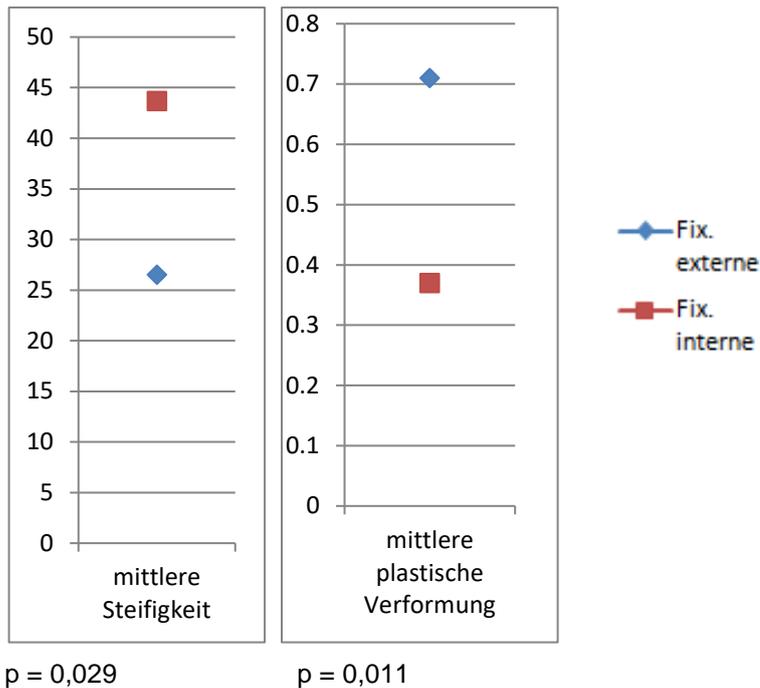
3. Unterscheiden sich das neuartige Schrauben-Stab-System des minimalinvasiven submuskulären Fixateur interne und der häufig eingesetzte Fixateur externe, jeweils in Kombination mit einer iliosakralen Schraubenosteosynthese, bei osteoporotischen FFP-Typ-II-B-Frakturen hinsichtlich Stabilität und maximaler Belastbarkeit?

Im Folgenden werden dazu die Ergebnisse der Versuchsgruppe 6 (Fixateur externe) und Versuchsgruppe 7 (Fixateur interne) sowie der abschließende Versagenstest präsentiert (Vgl. Grafik 2 und 3).

#### **4.3.1. Steifigkeit und plastische Verformung**

In Versuchsgruppe 6 (Fixateur externe) zeigte sich eine mittlere Steifigkeit von 26,52 N/mm (SD: 9,76; min: 15,63; max: 44,69), wohingegen Versuchsgruppe 7 (Fixateur interne) bei 43,69 N/mm (SD: 18,39; min: 22,92; max: 72,21) lag. Dieser Unterschied war statistisch signifikant ( $p = 0,029$ ).

In der Versuchsgruppe 6 (Fixateur externe) betrug die mittlere plastische Verformung 0,71 mm (SD: 0,26; min: 0,32; max: 1,08) und in Versuchsgruppe 7 (Fixateur interne) 0,37 mm (SD: 0,23; min: 0,14; max: 0,78). Dieser Unterschied war ebenfalls statistisch signifikant ( $p = 0,011$ ).

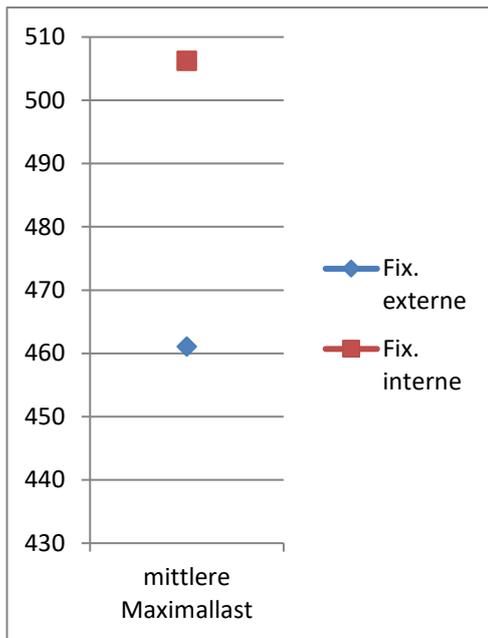


**Grafik 2: Gegenüberstellung der mittleren Steifigkeit und plastischen Verformung vom Fixateur externe und interne im zweiten Versuchsteil**

### 4.3.2. Maximale Belastbarkeit im Versagenstest

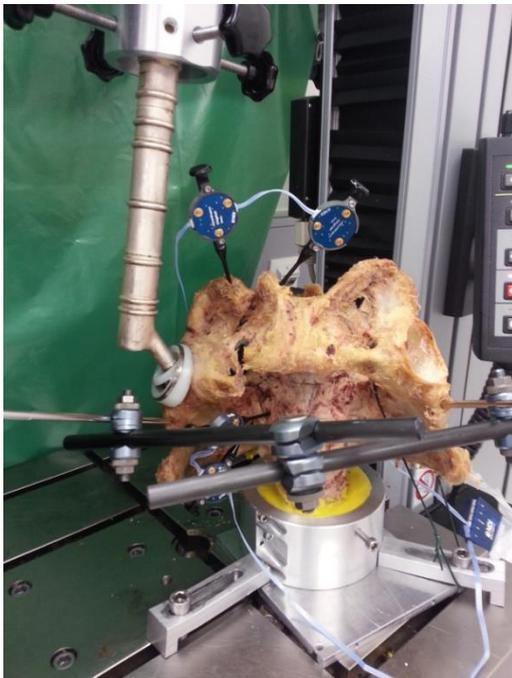
Aufgrund einer eingetretenen Fraktur im fünften Lendenwirbelkörper bei 400 N musste ein Präparat aus Versuchsgruppe 7 (Fixateur interne) von der Datenauswertung ausgeschlossen werden.

Die durchschnittliche Belastung, die bis zum Versagen der Osteosynthese aufgebracht wurde, betrug in der Versuchsgruppe 6 (Fixateur externe, Abbildung 28) 461,11 N (SD: 147,43; min: 200; max: 700) und 506,25 N (SD: 129,39; min: 350; max: 700) in Versuchsgruppe 7 (Fixateur interne, Abbildung 29). Dieser Unterschied war nicht statistisch signifikant ( $p = 0,515$ ) (Vgl. Grafik 3).



$p = 0,515$

**Grafik 3: Gegenüberstellung der maximalen Belastbarkeit vom Fixateur externe und interne im dritten Versuchsteil/Versagenstest**



**Abbildung 28: Fixateur externe nach dem Versagenstest**



**Abbildung 29: Fixateur interne nach dem Versagenstest**

#### 4.4. Versagensmodus

Nach dem Versagenstest wurde erneut eine Computertomografie der Becken durchgeführt, um das Osteosyntheseversagen zu lokalisieren. Hierbei zeigte sich bei allen 18 Becken, dass sich die Iliosakralschraube unter der Belastung weder gelöst, noch herausgeschnitten hatte (Abbildung 30).

Bei der Versuchsgruppe 7 (Fixateur interne) zeigten sechs der acht auswertbaren Proben eine Vervollständigung der Sakrumfraktur mit Fraktur auch der hinteren Kortikalis (Abbildung 31), während in der Versuchsgruppe 6 (Fixateur externe) dies bei nur zwei von neun Proben zu beobachten war. In den verbleibenden sieben Proben war die hintere Kortikalis in der Computertomografie intakt geblieben. Der Technovit-Sockel blieb ebenfalls bei allen 18 Becken intakt.

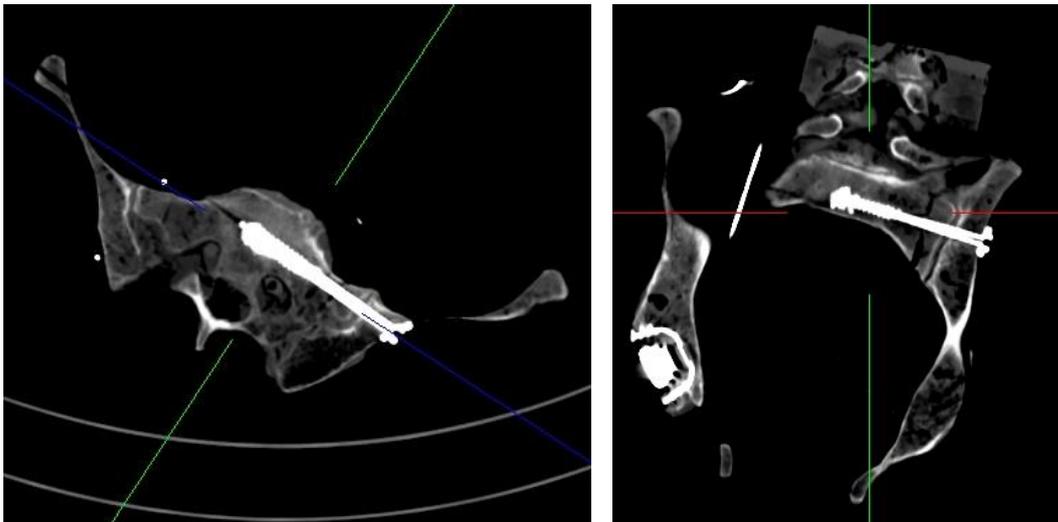


Abbildung 30: CT der Iliosakralschraube nach dem Versagenstest

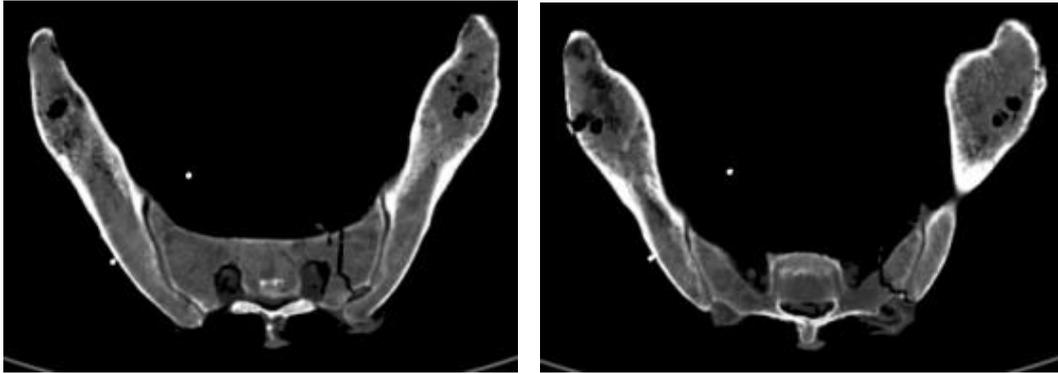


Abbildung 31: CT der Sakrumfraktur nach dem Versagenstest

## 5. Diskussion

### 5.1. Diskussion der Ergebnisse

Die erste Forschungsfrage, ob die verschiedenen Frakturtypen die Stabilität beeinflussen, lässt sich durch die vorliegende Studie beantworten. Die Stabilität eines osteoporotischen Beckens vermindert sich signifikant ( $p=0,05$ ), wenn eine isolierte einseitige Sakrumfraktur, trotz belassener intakter interossärer Bandstrukturen, auftritt. Nach dem Hinzufügen der ISG-Schraube stieg die Steifigkeit wieder signifikant an ( $p=0,01$ ) und beweist damit den Erfolg dieser Osteosynthesetechnik. Die Steifigkeit ließ dann wieder durch das Erzeugen einer kombinierten ipsilateralen vorderen Beckenringfraktur nach, allerdings nicht signifikant ( $p=0,09$ ).

Aus dieser Studie lässt sich die zweite Forschungsfrage, ob die Stabilisierung kombinierter vorderer und hinterer Beckenringfrakturen mittels ISG-Schraube ausreichend oder zusätzlich eine vordere Stabilisierung nötig ist, ableiten. Im biomechanischen Belastungstest nimmt zwar die Steifigkeit durch das Hinzufügen einer kombinierten ipsilateralen vorderen Beckenringfraktur nicht signifikant ab. Somit liefert die vorliegende Studie Hinweise, dass die zementaugmentierte iliosakrale

Schraubenosteosynthese zur Versorgung geriatrischer Beckenringfrakturen mit kombinierter Verletzung des vorderen und hinteren Beckenrings (FFP Typ IIb-Frakturen) eine ausreichende Stabilität erzeugt.

Dies führt zur dritten Fragestellung. Die Erfassung von Stabilität, gemessen an der Steifigkeit und plastischen Verformung, von der externen Standardfixierung im Vergleich zur internen Fixierung mit einem neuartigen Schrauben-Stab-System, beide in Kombination mit der iliosakralen Schraubenosteosynthese, bei osteoporotischen FFP-Typ-IIb-Frakturen des Beckenrings in einem menschlichen Kadavermodell, war wegen der derzeit noch fehlenden Daten besonders zentral zu beantworten.

Die Ergebnisse des Fixateurs interne hinsichtlich plastischer Verformung und Steifigkeit im Vergleich zum Fixateur externe sind signifikant besser. Der Titanbügel des Fixateurs interne verfügt mit 6 mm Dicke über ein deutlich dünneres Stabsystem als der Fixateur externe mit 11 mm und weist dennoch eine höhere Steifigkeit und geringere plastische Verformung auf. Dies lässt sich durch den geringeren Abstand des Titanbügels des Fixateurs interne zum oberen Schambeinast des vorderen Beckenrings erklären. Eine dem Knochen nahezu aufliegende Fixationstechnik bietet mehr Stabilität als eine, die außerhalb des menschlichen Körpers angebracht ist.

Ohne signifikanten Unterschied sind jedoch beide Osteosyntheseverfahren bei der maximalen Belastbarkeit. In der externen Fixationsgruppe betrug die maximale Belastung 461,1 N und in der internen Fixationsgruppe 506,3 N. Beide Werte sind niedriger als die Belastung, die das Becken eines Patienten während der postoperativen Mobilisation unter voller Belastung ausübt. Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass der gesamte Weichteilmantel innen sowie außen fehlte und die Knochenqualität insgesamt durch die Formalinfixierung sowie Einfrierungs- und Auftauprozesse im Vergleich zu in vivo Knochen deutlich herabgesetzt sein kann. Nichtsdestotrotz zeigt der Fixateur interne unerwarteter Weise keinen wesentlichen Unterschied oder Vorteil bei der maximalen Belastbarkeit im Vergleich zum Fixateur externe. Eine

mögliche Erklärung für diese Beobachtung könnte sein, dass die signifikant höhere Steifigkeit des Fixateurs interne in dem wenig flexiblen osteoporotischen Knochen zum weiteren Nachgeben des Knochens führen kann. Im Versagensmodus bestätigte sich diese Mutmaßung, da es bei 75 % (sechs von acht) der Becken mit einem Fixateur interne zur Vervollständigung der Sakrumfraktur mit Zerbrechen der hinteren Kortikalis kam. Beim Fixateur externe, mit einer weniger steifen, äußeren Fixation, ließ sich dies nur bei 22 % (zwei von neun) der Präparate beobachten. Des Weiteren kam es unter der Belastung bei allen 18 Präparaten weder zu einer Lockerung oder Herausschneiden der Iliosakral-, Schanz- oder Pedikelschraube des jeweiligen Osteosyntheseverfahrens.

## **5.2. Vergleich der Studie mit weiteren biomechanischen Studien**

Vergleichswerte für maximale Belastung, Steifigkeit und plastische Verformung fehlen, da nach recherchiertem Kenntnisstand bisher keine biomechanischen Untersuchungen zu äußeren oder inneren Osteosyntheseverfahren osteoporotischer Becken publiziert wurden.

Es lassen sich jedoch biomechanische Studien zu verschiedenen Osteosyntheseverfahren bei instabilen Frakturen des Beckenrings mit normaler Knochenqualität finden.

Vigdorichik et al. (2012) vergleichen in der biomechanischen Studie drei verschiedene Fixationstechniken an neun synthetischen Becken in einem Standbelastungsmodell mit anterioren posterioren Kompressionsverletzungen mit vollständiger Zerstörung der Symphyse und des ISG (Typ III) (Vigdorichik et al. 2012). Verglichen wurden dabei eine neue subkutane anteriore Beckenfixationstechnik (INFIX) (n=3) mit einer Symphysen-Plattenosteosynthese (n=3) und einem externen Fixateur (n=3). Sie fanden durch Messungen an der Symphyse heraus, dass die Plattenfixierung signifikant steifer war als die anderen zwei Techniken.

Von diesen war wiederum INFIX signifikant steifer als die externe Fixierung. Zusätzlich wurde die Steifigkeit als Prozentsatz von INFIX, externe Fixierung und der Plattenosteosynthese miteinander verglichen. Hierbei stellten die Autoren fest, dass INFIX bei der axialen Gesamtsteifigkeit fast doppelt so steif war wie die externe Fixierung (Vigdorhik et al. 2012). Dies entspricht den Ergebnissen der vorliegenden Studie, obwohl die Ergebnisse aufgrund der unterschiedlichen Frakturtypen und inneren Fixationstechnik nicht direkt vergleichbar sind. In einer weiteren biomechanischen Studie vergleichen Eagan et al. (2015) in 15 Kunststoffbecken die Steifheit instabiler Frakturen des Beckenrings eines externen Fixateurs mit einem subkutanen internen Fixateur (INFIX) mit monoaxialen und polyaxialen Schrauben (Eagan M. et al. 2015). Hier wird berichtet, dass der INFIX mit monoaxialen Schrauben eine durchschnittliche Steifigkeit von 7,66 N/mm aufweist und damit signifikant steifer als der externe Fixateur mit 6,21 N/mm und der polyaxiale INFIX mit 5,69 N/mm ist. Diese Werte bezüglich der Steifigkeit sind erheblich kleiner als die in dieser Studie gemessenen Werte (26,52 N/mm für den Fixateur externe und 43,69 N/mm für den Fixateur interne). Dieser Unterschied lässt sich jedoch durch die Tatsache erklären, dass Eagan et al. zum Einen instabile Frakturen erzeugten mit Entfernung der Symphyse, des Schambeins und einen Teil des Kreuzbeins und zum Anderen keine Fixierung des hinteren Beckenrings erfolgte, während in dieser Studie eine zusätzliche Osteosynthese der Iliosakralschrauben durchgeführt wurde.

Die Fixierung der jeweiligen Muskelgruppen zur Imitation des Muskelansatzes an einem menschlichen Beckenpräparat ist aufgrund der Komplexität myofascialer Strukturen nur begrenzt umsetzbar. In der Studie von Culemann et al. wurde 2007 an sechs Kunstbecken und drei konservierten anatomischen Modellen ein standardisiertes Einbeinstandmodell im aufrechten Stand durchgeführt, bei der die relevantesten Muskelzüge über hochfeste Nylonschnüre imitiert wurden. Sie testeten einen Prototyp einer neu entwickelten winkelstabilen Kleinfragmentplatte im Vergleich zu einer nicht-winkelstabilen Kleinfragmentplatte und 2 transiliosakralen Zugschrauben. Dabei fanden

sie im Kunststoffmodell heraus, dass die nicht-winkelstabile Kleinfragmentplatte eine signifikant höhere Translation entlang der X- und Z-Achse und eine signifikant höhere Rotation im Vergleich zu den beiden verwendeten transiliosakralen Zugschrauben aufweist. Der Prototyp der entwickelten winkelstabilen Kleinfragmentplatte zeigte im Vergleich mit den transiliosakralen Zugschrauben vergleichbare biomechanische Ergebnisse, ließ aber eine erhöhte Rotationen nach ventral (Winkel  $\beta$ ) und plastische Verformungen zu. Die Daten der konservierten Präparate konnten wegen der verminderten Knochenqualität mit individuellen großen Knochenqualitätsschwankungen nicht mit einbezogen werden (Culemann et al. 2007). Es sollte dennoch angestrebt werden, frisch gefrorene osteoporotische Becken mit konserviertem intakt belassenem Weichgewebe für biomechanische Studien zu verwenden, da hier realitätsnähere Ergebnisse zu erwarten sind. Insgesamt ist jedoch die Verfügbarkeit menschlicher und insbesondere unfixierter Beckenpräparate äußerst begrenzt und prinzipiell der Einsatz von Humanpräparaten aus ethisch-moralischen Gründen erschwert.

Aufgrund mehrerer Nachteile in der klinischen Anwendung ist der Einsatz des Fixateurs externe zur operativen Stabilisierung vorderer Beckenringfrakturen beim geriatrischen Patienten kritisch zu sehen. Die häufigsten Komplikationen umfassen Pininfekte (2,5-50%), Schraubenlockerungen (0-19%) und Repositionsverluste (0-33%) (Vaidya et al. 2012). Dahingegen zeigten subkutane Fixationstechniken eine Reduktion der Infektionsrate (3%), allerdings sind noch weitere klinische Studien vonnöten (Vaidya et al. 2012). Weiterhin lassen sich die schwerwiegenden Komplikationen wie Nachblutungen, Infektion, Nervenläsionen, Beinvenenthrombosen, Lungenembolien oder gar Multiorganversagen, die mit einer Operation einhergehen durch die minimalinvasiveren Operationstechniken reduzieren (Mehling et al. 2012; Osterhoff et al. 2011).

### 5.3. Schlussfolgerungen

Die perkutane zementierte iliosakrale Schraubenosteosynthese hat sich bei einer isolierten einseitigen Sakrumfraktur bewährt und steigert signifikant die Stabilität. Außerdem scheint die Stabilisierung mit der ISG-Schraube bei osteoporose-assoziierten Beckenringfrakturen mit kombinierter vorderer und hinterer Beteiligung (FFP-Typ-II-B-Fraktur) ausreichend zu sein. Kommt es jedoch zu transpubischer oder transsymphysärer Instabilität mit oder ohne Dislokation oder einem persistierend hohem Schmerzniveau im Bereich des vorderen Beckenrings, wird eine Fixierung auch des vorderen Beckenringes empfohlen. Das Modell der internen Fixierung, hier anhand eines submuskulär liegenden Fixateur interne, bietet eine interessante Alternative zur häufig eingesetzten externen Fixationstechnik. Diese Studie zeigt signifikant bessere biomechanischen Eigenschaften der internen Fixierung hinsichtlich plastischer Verformung und Steifigkeit. Weitere Vorteile liegen in der klinischen Anwendung. So trägt der Fixateur interne zu deutlich höherem Patientenkomfort bei. Außerdem entfallen die täglich notwendige Pin-Pflege sowie die Gefahr der Pin-Lockerung und -Infektion. Nicht zuletzt die gute Anwendbarkeit bei adipösen Patienten zeichnet den internen Fixateur aus.

Ohne signifikanten Unterschied sind beide Osteosyntheseverfahren bei der maximalen Belastbarkeit. Eine mögliche Erklärung für diese Beobachtung könnte sein, dass bei osteoporotischem und somit weniger flexiblem Knochen die signifikant höhere Steifigkeit des Fixateurs interne die Vervollständigung der Sakrumfraktur durch die dorsale Kortikalis begünstigt.

Zur Behandlung der Fragilitätsfrakturen des Beckenringes werden interdisziplinäre unfallchirurgisch-geriatrischen Zentren, strukturierte Diagnostik und Behandlungsabläufe sowie weitere biomechanische und prospektive Studien benötigt, um die Versorgung und das Ergebnis zu verbessern.

#### **5.4. Limitationen der Arbeit und Forschungsausblick**

Das stark vereinfachte Belastungsmodell ist einer der begrenzenden Faktoren dieser Studie. Das Becken mitsamt der ligamentären und muskulären Strukturen sowie die Kraftübertragung und die gesamte Biomechanik des Beckens im Einbeinstand sind derart komplex, dass sie nur schwer in einem Belastungsmodell simulierbar sind. Für eine bessere Kraftübertragung und Verankerung des Präparates wurde das Becken umgedreht. Die Kraftübertragung war so über eine Total-Femur-Prothese möglich. Zur Stabilisierung und stark vereinfachten Simulation der Glutealmuskulatur wurde das Becken kontralateral über eine Drahtschlinge fixiert.

Außerdem wurden die in der vorliegenden Studie verwendeten Becken mit einer Formaldehydlösung fixiert. Obwohl gezeigt werden konnte, dass einbalsamierte und frisch gefrorene Knochen im mechanischen Test ähnliche Eigenschaften aufweisen (Topp et al. 2012; Zech et al. 2006), kann nicht ausgeschlossen werden, dass mechanische Eigenschaften durch die Formaldehydlösung, Einfrierungs- und Auftauprozesse sowie der langen Lagerungszeit verändert worden sind.

Des Weiteren muss erwähnt werden, dass sich die t-Score-Werte der Präparate von in vivo ermittelten Werten unterscheiden. Dies liegt einerseits an der Formalinfixierung und andererseits an der Tatsache, dass die DXA-Messung am Sakrum durchgeführt wurde. Dennoch waren die t-Scores der einzelnen Becken in dieser Studie untereinander vergleichbar, sodass sie zur Randomisierung herangezogen werden konnten.

Zuletzt muss berücksichtigt werden, dass das gesamte Weichteilgewebe entfernt wurde und sich somit die Stabilität automatisch verringerte.

Aus all diesen Faktoren resultierte, dass mit 100 N verhältnismäßig niedrige Belastungen für Versuchsteil 1 und 2 gewählt wurden und erst im dritten Teil die Belastungsgrenze erreicht werden konnte.

Zukünftige biomechanische Untersuchungen sollten die Stabilität von subkutanem und submuskulärem Fixateur interne in einem Testaufbau mit

frisch gefrorenen osteoporotischen Becken und erhaltenem Weichteilgewebe vergleichen.

## 6. Literaturverzeichnis

- Andrich, Silke; Haastert, Burkhard; Neuhaus, Elke; Neidert, Kathrin; Arend, Werner; Ohmann, Christian et al. (2015): Epidemiology of Pelvic Fractures in Germany. Considerably High Incidence Rates among Older People. In: *PloS one* 10 (9), e0139078. DOI: 10.1371/journal.pone.0139078.
- Bartl, R. (2014): Klinische Osteologie: Osteoporose. Definition. Hg. v. Thieme. Stuttgart. Online verfügbar unter [https://eref.thieme.de/ebooks/1026377?fromSearch=true#/ebook\\_1026377\\_SL40199049](https://eref.thieme.de/ebooks/1026377?fromSearch=true#/ebook_1026377_SL40199049), zuletzt geprüft am 08.11.2019.
- Böhme, J.; Höch, A.; Boldt, A.; Josten, C. (2012a): Einfluss der Standard-Computertomografie hinsichtlich Frakturklassifikation und Therapie von Beckenringfrakturen bei Patienten über dem 65. Lebensjahr. In: *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 150 (5), S. 477–483. DOI: 10.1055/s-0032-1315270.
- Böhme, J.; Höch, A.; Josten, C. (2012b): Osteoporotische Frakturen des Beckens. In: *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizin* 83 (10), S. 875–881. DOI: 10.1007/s00104-012-2339-1.
- Burge, Russel; Dawson-Hughes, Bess; Solomon, Daniel H.; Wong, John B.; King, Alison; Tosteson, Anna (2007): Incidence and economic burden of osteoporosis-related fractures in the United States, 2005-2025. In: *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 22 (3), S. 465–475. DOI: 10.1359/jbmr.061113.
- Cabarrus, Miguel C.; Ambekar, Avanti; Lu, Ying; Link, Thomas M. (2008): MRI and CT of insufficiency fractures of the pelvis and the proximal femur. In: *AJR. American journal of roentgenology* 191 (4), S. 995–1001. DOI: 10.2214/AJR.07.3714.
- Cole, Peter A.; Gauger, Erich M.; Anavian, Jack; Ly, Thuan V.; Morgan, Robert A.; Heddings, Archie A. (2012): Anterior Pelvic External Fixator Versus Subcutaneous Internal Fixator in the Treatment of Anterior Ring Pelvic Fractures. In: *Journal of orthopaedic trauma* 26, S. 269–277. DOI: 10.1016/j.yort.2012.05.053.
- Cosker, Thomas D. A.; Ghandour, Adel; Gupta, Sonjay K.; Tayton, Keith J. J. (2005): Pelvic ramus fractures in the elderly. 50 patients studied with MRI. In: *Acta orthopaedica* 76 (4), S. 513–516. DOI: 10.1080/17453670510044634.
- Culemann, U.; Scola, A.; Tosounidis, G.; Pohlemann, T.; Gebhard, F. (2010): Versorgungskonzept der Beckenringverletzung des alten Patienten. Eine Herausforderung. In: *Der Unfallchirurg* 113 (4), S. 258–271. DOI: 10.1007/s00113-010-1762-3.

- Culemann, U.; Seelig, M.; Lange, U.; Gänsslen, A.; Tosounidis, G.; Pohlemann, T. (2007): Vergleichende biomechanische Untersuchung zur internen Stabilisierung der transforaminalen Sakrumfraktur. Ist eine winkelstabile Plattenosteosynthese vorteilhaft? In: *Der Unfallchirurg* 110 (6), S. 528–536. DOI: 10.1007/s00113-007-1236-4.
- Denis, F.; Davis, S.; Comfort, T. (1988): Sacral fractures: an important problem. Retrospective analysis of 236 cases. In: *Clinical orthopaedics and related research* (227), S. 67–81.
- Dickson, Kyle F. (2011): Beckenringverletzungen. In: James P. Stannard, Andrew H. Schmidt, Philip J. Kregor, Andreas Wentzensen, Florian Gebhard, Paul A. Grützner et al. (Hg.): *Spezielle Unfallchirurgie*. 1. Auflage: Georg Thieme Verlag.
- Dudda, M.; Hoffmann, M.; Schildhauer, T. A. (2013): Sakrumfrakturen und lumbopelvine Instabilitäten bei Beckenringverletzungen. Klassifikation und biomechanische Aspekte. In: *Der Unfallchirurg* 116 (11), S. 972–978. DOI: 10.1007/s00113-012-2335-4.
- Eagan M.; Kim, H.; Manson, T. T.; Gary J.L.; Russell, J. P.; Hsieh, A. H. et al. (2015): Internal anterior fixators for pelvic ring injuries: Do monaxial pedicle screws provide more stiffness than polyaxial pedicle screws? In: *Injury* (46), S. 996–1000.
- Fuchs, T.; Rottbeck, U.; Hofbauer, V.; Raschke, M.; Stange, R. (2011): Beckenringfrakturen im Alter. Die unterschätzte osteoporotische Fraktur. In: *Der Unfallchirurg* 114 (8), S. 663–670. DOI: 10.1007/s00113-011-2020-z.
- Gänsslen, A. (2010): Biomechanische Grundlagen bei osteoporotischer Frakturversorgung am Becken. In: *Der Unfallchirurg* 113 (4), S. 272–280. DOI: 10.1007/s00113-010-1763-2.
- Hack, J.; Krüger, A.; Masaeli, A.; Aigner, R.; Ruchholtz, S.; Oberkircher, L. (2018): Cement-augmented sacroiliac screw fixation with cannulated versus perforated screws - A biomechanical study in an osteoporotic hemipelvis model. In: *Injury* 49 (8), S. 1520–1525. DOI: 10.1016/j.injury.2018.06.012.
- Hackenbroch, Carsten; Riesner, Hans-Joachim; Lang, Patricia; Stuby, Fabian; Danz, Burkhardt; Friemert, Benedikt; Palm, Hans-Georg (2017): Die Dual-Energy-CT als neue Technik zur Diagnostik von Insuffizienzfrakturen des Beckens. In: *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 155 (1), S. 27–34. DOI: 10.1055/s-0042-110208.
- Henes, F. O.; Groth, M.; Bley, T. A.; Regier, M.; Nüchtern, J. V.; Ittrich, H. et al. (2012): Quantitative assessment of bone marrow attenuation values at MDCT. An objective tool for the detection of bone bruise related to occult sacral insufficiency fractures. In: *European radiology* 22 (10), S. 2229–2236. DOI: 10.1007/s00330-012-2472-8.
- Hopf, Johannes Christof; Krieglstein, Christian F.; Müller, Lars P.; Koslowsky, Thomas C. (2015): Percutaneous iliosacral screw fixation after osteoporotic posterior ring fractures of

- the pelvis reduces pain significantly in elderly patients. In: *Injury* 46 (8), S. 1631–1636. DOI: 10.1016/j.injury.2015.04.036.
- Isler, B. (1990): Lumbosacral lesions associated with pelvic ring injuries. In: *Journal of orthopaedic trauma* 4 (1), S. 1–6.
- Josten, C.; Höch, A. (2017): Fractures of the sacrum: operative/conservative Pro. Why insufficiency fractures of the sacrum should be treated operatively. In: *Die Wirbelsäule* (1), S. 31–40.
- Kannus, P.; Palvanen, M.; Niemi, S.; Parkkari, J.; Järvinen, M. (2000): Epidemiology of osteoporotic pelvic fractures in elderly people in Finland. Sharp increase in 1970-1997 and alarming projections for the new millennium. In: *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 11 (5), S. 443–448. DOI: 10.1007/s001980070112.
- Linstrom, Nathan J.; Heiserman, Joseph E.; Kortman, Keith E.; Crawford, Neil R.; Baek, Seungwon; Anderson, Russell L. et al. (2009): Anatomical and biomechanical analyses of the unique and consistent locations of sacral insufficiency fractures. In: *Spine* 34 (4), S. 309–315. DOI: 10.1097/BRS.0b013e318191ea01.
- Mehling, I.; Hessmann, M. H.; Rommens, P. M. (2012): Stabilization of fatigue fractures of the dorsal pelvis with a trans-sacral bar. Operative technique and outcome. In: *Injury* (43), 446–451.
- Moriggl, Bernhard (2013): Funktionelle Anatomie. In: Carl Joachim Wirth, Wolf-Eberhard Mutschler, Dieter Kohn und Tim Pohlemann (Hg.): *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie*. 3., vollständig überarbeitete Auflage: Georg Thieme Verlag.
- Morris, R. O.; Sonibare, A.; Green, D. J.; Masud, T. (2000): Closed pelvic fractures. Characteristics and outcomes in older patients admitted to medical and geriatric wards. In: *Postgraduate medical journal* 76 (900), S. 646–650.
- Niethard, Fritz Uwe; Pfeil, Joachim; Biberthaler, Peter (2017): Osteoporose. In: Fritz Uwe Niethard, Joachim Pfeil und Peter Biberthaler (Hg.): *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*. 8., unveränderte Auflage: Georg Thieme Verlag.
- Nork, S. E.; Jones, C. B.; Harding, S. P.; Mirza, S. K.; Routt, M. L. (2001): Percutaneous stabilization of U-shaped sacral fractures using iliosacral screws. Technique and early results. In: *Journal of orthopaedic trauma* 15 (4), S. 238–246.
- Oberkircher, Ludwig; Bücking, Benjamin (2016): Diagnostik und Therapie von Fragilitätsfrakturen des Beckenrings. In: Steffen Ruchholtz, Benjamin Bücking und Ralf-Joachim Schulz (Hg.): *Alterstraumatologie*. 1. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Oberkircher, Ludwig; Masaeli, Adrian; Bliemel, Christopher; Debus, Florian; Ruchholtz, Steffen; Krüger, Antonio (2016): Primary stability of three different iliosacral screw fixation

techniques in osteoporotic cadaver specimens-a biomechanical investigation. In: *The spine journal : official journal of the North American Spine Society* 16 (2), S. 226–232. DOI: 10.1016/j.spinee.2015.08.016.

Oberkircher, Ludwig; Ruchholtz, Steffen; Rommens, Pol Maria; Hofmann, Alexander; Bücking, Benjamin; Krüger, Antonio (2018): Osteoporotic Pelvic Fractures. In: *Deutsches Arzteblatt international* 115 (5), S. 70–80. DOI: 10.3238/arztebl.2018.0070.

Osterhoff, G.; Ossendorf, C.; Wanner, G. A.; Simmen, H. P.; Werner, C.M.L. (2011): Percutaneous iliosacral screw fixation in S1 and S2 for posterior pelvic ring injuries: technique and perioperative complications. In: *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* (131), S. 809–813.

Pache, Gregor; Krauss, Bernhard; Strohm, Peter; Saueressig, Ulrich; Blanke, Philipp; Bulla, Stefan et al. (2010): Dual-energy CT virtual noncalcium technique. Detecting posttraumatic bone marrow lesions--feasibility study. In: *Radiology* 256 (2), S. 617–624. DOI: 10.1148/radiol.10091230.

Rollmann, Mika F.; Herath, Steven C.; Kirchhoff, Florian; Braun, Benedikt J.; Holstein, Joerg H.; Pohlemann, Tim et al. (2017): Pelvic ring fractures in the elderly now and then - a pelvic registry study. In: *Archives of gerontology and geriatrics* 71, S. 83–88. DOI: 10.1016/j.archger.2017.03.007.

Rommens, P. M.; Wagner, D.; Hofmann, A. (2012): Osteoporotische Frakturen des Beckenrings. In: *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 150 (3), 107-118; quiz 119-20. DOI: 10.1055/s-0032-1314948.

Rommens, Pol Maria; Hofmann, Alexander (2013): Comprehensive classification of fragility fractures of the pelvic ring. Recommendations for surgical treatment. In: *Injury* 44 (12), S. 1733–1744. DOI: 10.1016/j.injury.2013.06.023.

Rommens, Pol Maria; Hofmann, Alexander (2016): Klassifikation von Fragilitätsfrakturen des Beckenrings. In: Steffen Ruchholtz, Benjamin Bücking und Ralf-Joachim Schulz (Hg.): *Alterstraumatologie*. 1. Auflage: Georg Thieme Verlag, S. 306–311.

Rommens, Pol Maria; Wagner, Daniel; Hofmann, Alexander (2017): Fragility Fractures of the Pelvis. In: *JBJS reviews* 5 (3). DOI: 10.2106/JBJS.RVW.16.00057.

Roy-Camille, R.; Saillant, G.; Gagna, G.; Mazel, C. (1985): Transverse fracture of the upper sacrum. Suicidal jumper's fracture. In: *Spine* 10 (9), S. 838–845.

Ruchholtz, Steffen (2012): Beckenringfrakturen. In: Steffen Ruchholtz und Dieter Christian Wirtz (Hg.): *Orthopädie und Unfallchirurgie essentials*. 2. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage: Georg Thieme Verlag.

Ruchholtz, Steffen; Bücking, Benjamin; Schulz, Ralf-Joachim (Hg.) (2016): *Alterstraumatologie*. 1. Auflage: Georg Thieme Verlag.

Schildhauer, Thomas A.; Ledoux, William R.; Chapman, Jens R.; Bradford Henley, M.; Tencer, Allan F.; Chip Routt Jr., M. L. (2003): Triangular Osteosynthesis and Iliosacral Screw Fixation for Unstable Sacral Fractures. A Cadaveric and Biomechanical Evaluation Under Cyclic Loads. In: *Journal of orthopaedic trauma* 17 (1), S. 22–31.

Schindler, O. S.; Watura, R.; Cobby, M. (2007): Sacral insufficiency fractures. In: *Journal of orthopaedic surgery (Hong Kong)* 15 (3), S. 339–346. DOI: 10.1177/230949900701500320.

Schünke, Michael; Schulte, Erik; Schumacher, Udo (2011): Knochen des Beckengürtels. In: Michael Schünke, Erik Schulte, Udo Schumacher, Markus Voll und Karl H. Wesker (Hg.): Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 3., überarbeitete und erweiterte Auflage: Georg Thieme Verlag.

Schünke, Michael; Schulte, Erik; Schumacher, Udo; Voll, Markus; Wesker, Karl H. (2018): PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Stuby, F. M.; Schäffler, A.; Haas, T.; König, B.; Stöckle, U.; Freude, T. (2013): Insuffizienzfrakturen des Beckenrings. In: *Der Unfallchirurg* 116 (4), 351-364; quiz 365-366. DOI: 10.1007/s00113-012-2349-y.

Sullivan MP, Baldwin KD, Donegan DJ, Mehta S, Ahn J (2014): Geriatric fractures about the hip: divergent patterns in the proximal femur, acetabulum, and pelvis. In: *Orthopedics* (37), S. 151–157.

Tile, Marvin (1988): Pelvic ring fractures: should they be fixed? In: *The Journal of bone and joint surgery. British volume* (70), S. 1–12.

Topp, Tobias; Müller, Thorben; Huss, Sebastian; Kann, Peter Herbert; Weihe, Eberhard; Ruchholtz, Steffen; Zettl, Ralph Peter (2012): Embalmed and fresh frozen human bones in orthopedic cadaveric studies. Which bone is authentic and feasible? In: *Acta orthopaedica* 83 (5), S. 543–547. DOI: 10.3109/17453674.2012.727079.

Tosounidis, G.; Holstein, J. H.; Culemann, U.; Holmenschlager, F.; Stuby, F.; Pohlemann, T. (2010): Changes in epidemiology and treatment of pelvic ring fractures in Germany. An analysis on data of German Pelvic Multicenter Study Groups I and III (DGU/AO). In: *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca* 77 (6), S. 450–456.

Tosounidis, G.; Wirbel, R.; Culemann, U.; Pohlemann, T. (2006): Fehleinschätzung bei vorderer Beckenringfraktur im höheren Lebensalter. In: *Der Unfallchirurg* 109 (8), S. 678–680. DOI: 10.1007/s00113-006-1098-1.

Uezono, Haruka; Tsujino, Kayoko; Moriki, Keno; Nagano, Fumiko; Ota, Yosuke; Sasaki, Ryohei; Soejima, Toshinori (2013): Pelvic insufficiency fracture after definitive radiotherapy for uterine cervical cancer. Retrospective analysis of risk factors. In: *Journal of radiation research* 54 (6), S. 1102–1109. DOI: 10.1093/jrr/rrt055.

- Vaidya, Rahul; Kubiak, Erik N.; Bergin, Patrick F.; Dombroski, Derek G.; Critchlow, Ren J.; Sethi, Anil; Starr, Adam J. (2012): Complications of anterior subcutaneous internal fixation for unstable pelvis fractures. A multicenter study. In: *Clinical orthopaedics and related research* 470 (8), S. 2124–2131. DOI: 10.1007/s11999-011-2233-z.
- Vigdorchik, Jonathan M.; Esquivel, Amanda O.; Jin, Xin; Yang, King H.; Onwudiwe, Ndidi A.; Vaidya, Rahul (2012): Biomechanical stability of a supra-acetabular pedicle screw internal fixation device (INFIX) vs external fixation and plates for vertically unstable pelvic fractures. In: *Journal of orthopaedic surgery and research* 7, S. 31. DOI: 10.1186/1749-799X-7-31.
- Wagner, D.; Ossendorf, C.; Gruszka, D.; Hofmann, A.; Rommens, P. M. (2015): Fragility fractures of the sacrum. How to identify and when to treat surgically? In: *European journal of trauma and emergency surgery : official publication of the European Trauma Society* 41 (4), S. 349–362. DOI: 10.1007/s00068-015-0530-z.
- Wähnert, Dirk; Raschke, Michale J.; Fuchs, Thomas (2013): Cement augmentation of the navigated iliosacral screw in the treatment of insufficiency fractures of the sacrum. A new method using modified implants. In: *International orthopaedics* 37 (6), S. 1147–1150. DOI: 10.1007/s00264-013-1875-8.
- WHO (1998): Guidelines for preclinical evaluation and clinical trials in osteoporosis. World Health Organization. Geneva. Online verfügbar unter [http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/42088/1/9241545224\\_eng.pdf](http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/42088/1/9241545224_eng.pdf), zuletzt aktualisiert am 19.04.2019, zuletzt geprüft am 19.04.2019.
- Zech, S.; Goesling, T.; Hankemeier, S.; Knobloch, K.; Geerling, J.; Schultz-Brunn, K. et al. (2006): Differences in the mechanical properties of calcaneal artificial specimens, fresh frozen specimens, and embalmed specimens in experimental testing. In: *Foot and Ankle International* (27 (12)), 1126–1136.

## **7. Verzeichnis der akademischen Lehrer**

Meine akademischen Lehrer waren Damen/Herren in Marburg:

Adamkiewicz, Baum, Bartsch, Becker, Bette, Berger, Bertoune, Bien, Brehm, Busch, Carl, Cetin, Czubayko, Dannlowski, Donner-Banzhoff, Efe, Eickmann, Engenhardt-Cabillic, Falkenberg, Fendrich, Feuser, Fritz, Fuchs-Winkelmann, Gebhardt, Gotthardt, Gress, Grosse, Groß, Grundmann, Grzeschik, Haberhausen, Helwig-Rolig, Hertl, Hofmann, Höffken, Hoyer, Hundt, Jerrentrup, Josephs, Kalinowski, Kann, Kappus, Kill, Kinscherf, Kircher, Klose, Knipper, König, Koolmann, Krones, Krüger, Kruse, Kuhnt, Kussin, Leube, Lill, Lohoff, Mahnken, Maier, Maisner, Moll, Möller, Mueller, Müller, Mutters, Neubauer, Neumüller, Nimsky, Oberkircher, Oberthür, Oertel, Oliver, Opitz, Pagenstecher, Peterlein, Pfestroff, Plant, Quint, Reese, Renz, Richter, Riera-Knorrenschild, Riße, Ritz, Roelcke, Rost, Ruchholtz, Sahmland, Schäfer, Schieffer, Schierl, Schneider, Schönbauer, Schratt, Schütz, Schüttler, Schwarting, Seifart, Seitz, Sekundo, Sevinc, Shams-Eldin, Stahl, Steiniger, Stibane, Stiewe, Straßmann, Strik, Tackenberg, Timmesfeld, Thieme, Thum, Thursar, Toussaint, Vogelmeier, Vogt, Vorwerk, Wagner, Weber, Weihe, Werner, Westermann, Wilhelm, Wittig, Wrocklage, Wulf, Zentgraf

## **8. Danksagung**

Die vorliegende Arbeit wäre ohne den Rat und die Unterstützung Anderer nicht möglich gewesen.

Daher gilt mein besonderer Dank Herrn OA Priv.-Doz. Dr. med. Ludwig Oberkircher und Frau Dr. med. Juliana Hack. Mit großem Engagement arbeiteten wir gemeinsam an der umfassenden biomechanischen Studie und ich konnte mich auf ihre Unterstützung mit fachlicher Kompetenz, produktiven Ratschlägen, Geduld und angenehme Zusammenarbeit verlassen.

Bei Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Steffen Ruchholtz möchte ich mich herzlich für die Möglichkeit, in seiner Klinik promovieren zu können, bedanken.

Ein aufrichtiges Dankeschön gilt auch Laborleiter Dr. rer. nat. Jürgen Paletta und seinen Mitarbeitern, die mir wann immer Fragen oder Probleme aufgetaucht sind, mit Rat und Tat zur Seite standen.

Außerdem möchte ich meiner langjährigen Freundin Alena Bermes für das Korrekturlesen und die erfrischende konstruktive Kritik danken.

Für die emotionale und bedingungslose Unterstützung möchte ich meiner Familie, insbesondere Daniela Kranz und meinen Eltern Dres. med. Uta und Alois Kranz, die mir diesen Lebensweg ermöglicht haben, danken.