

Aus der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie

Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/ Saar

Direktor: Prof. Dr. T. Pohlemann

# **Entwicklung einer neuen minimalinvasiven Versorgungsstrategie von Open Book Verletzungen der Symphyse**

*Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin*

**der Medizinischen Fakultät**

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2020

Vorgelegt von Laura- Maria Mettelsiefen

geboren am 15.11.1992 in Zweibrücken

Tag der Promotion:

02.03.2022

Dekan:

Univ.-Prof. Dr. med. Michael Menger

Berichterstatter:

PD Dr. med. Antonius Pizanis

Univ.-Prof. Dr. med. Stefan Landgraeber

Prof. Dr. med. Joachmin Oertel

<b>1. Zusammenfassung/ Summary</b>	5
<b>2. Einleitung</b>	9
<b>3. Grundlagen</b>	11
3.1 Anatomie des Beckens	11
3.1.1 Knochen und Bänder	11
3.1.2 Biomechanik des Beckens	13
3.2 Beckenringverletzungen	15
3.2.1 Ätiologie, Inzidenz und Letalität	15
3.2.2 Klinische Untersuchung und weiterführende Diagnostik	17
3.2.3 Klassifikation	20
3.2.4 Die Open Book- Verletzung (Typ 61- B1.1)	23
3.2.4.1 Unfallmechanismus	23
3.2.4.2 Grundlagen der Therapie von Open Book- Verletzungen	24
3.2.4.3 Nachbehandlung	27
3.2.4.4 Begleitverletzungen, Komplikationen und Prognose	29
3.3 Osteosynsetechnik	33
3.3.1 Aktueller Stand der Therapie von Open Book- Verletzungen	33
3.3.1.1 Interne Stabilisierung- Plattenosteosynthese	33
3.3.1.2 Verschiedene Plattensysteme	36
3.3.1.3 Externe Stabilisierung- Fixateur externe	39
3.3.1.4 Neue Therapieansätze	41
<b>4. Problemstellung</b>	43
<b>5. Ziel der Arbeit</b>	44
<b>6. Material und Methoden</b>	45

6.1 Material	45
6.1.1 Beckenpräparate	45
6.1.2 Implantate	46
6.1.3 Universal- Prüfmaschine und Zweibeinstandmodell	48
6.1.4 Dreidimensionale Bewegungsanalyse	50
6.1.5 Messsystem im Symphysenspalt	53
6.2 Methodik	55
6.2.1 Vorbereitung	55
6.2.1.1 Beckenmodelle	55
6.2.1.2 Implantate	58
6.2.1.3 I- Scan System	58
6.2.2 Versuchsaufbau	60
6.2.3 Versuchsablauf	64
6.2.4 Parameter	66
6.2.5 Auswertung und Statistik	71
<b>7. Ergebnisse</b>	72
7.1 Ergebnisse der dreidimensionalen Bewegungsanalyse	74
7.2 Ergebnisse der Messungen im Symphysenspalt	91
7.3 Zusammenfassung der Ergebnisse	115
<b>8. Diskussion</b>	116
8.1 Diskussion der Methoden	117
8.2 Diskussion der Ergebnisse	120
8.3 Fazit und klinische Relevanz	125
<b>9. Literaturverzeichnis</b>	127
<b>10. Abbildungsverzeichnis</b>	146

<b>11. Danksagung</b>	150
<b>12. Publikation</b>	152
<b>13. Lebenslauf</b>	153

# 1 Zusammenfassung

## **Entwicklung einer neuen minimalinvasiven Versorgungsstrategie von Open Book Verletzungen der Symphyse**

Mit einem Anteil von 3-8% aller Frakturen zählen Beckenringverletzungen zu den seltenen Frakturen. Aufgrund ihrer hohen Letalität von 5-20% sind sie dennoch nicht zu unterschätzende Verletzungen, die nach einer adäquaten Therapie verlangen. Die Open Book-Verletzung zählt zu den Typ- B- Beckenringverletzungen und zeichnet sich durch Rotationsinstabilität bei erhaltener vertikaler Stabilität des Beckenrings aus. Im Rahmen einer Open Book- Verletzung kommt es zu einer Sprengung der Symphysis pubica und zusätzlich zu einer ipsilateralen Läsion der ventralen Anteile des sakroiliakalen Bandapparates (Ligamenta sacroiliaca anteriora). Aktueller Goldstandard in der Therapie von Open Book-Verletzungen ist die offene Reposition und Plattenosteosynthese der Symphyse. Ein Nachteil dieser Methode stellt die Notwendigkeit der ausgedehnten Weichteilpräparation dar. Dies schafft große Wundareale, die die Wahrscheinlichkeit einer postoperativen Infektion erhöhen. Außerdem erfordert eine sorgfältige Präparation und genaue Platzierung der Implantate entsprechend lange Operationszeiten. Gerade in der älterwerdenden Bevölkerung sehen wir hier Potential durch eine minimalinvasive Osteosynthesemethode die Therapie der Open Book- Verletzung zu verbessern.

Diese biomechanische Studie vergleicht ein etabliertes Plattensystem (4- Loch 4,5 mm Großfragment DC- Stahlplatte, DePuy Synthes Companies, Oberdorf, Schweiz) mit einem minimalinvasiven Fixateur interne- System, bekannt aus der Wirbelsäulenchirurgie (USS-fracture, DePuy Synthes Companies, Umkirch, Deutschland) im Rahmen von zyklischen Belastungsversuchen an Kunststoffbecken (Modell Nr. 4060, Synbone AG, Malans, Schweiz) im etablierten Zweibeinstandmodell. Verglichen wurden die Stabilität des Beckenringgefüges durch die Osteosynthese mit Hilfe der ultraschallbasierten Messungen der dreidimensionalen Bewegungen im Raum und die Parameter Kompressionskraft, Kontaktfläche und Kraftzentrum ermittelt mit einer Sensorfolie im Symphysenspalt.

## Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen, dass der Fixateur interne im biomechanischen Modell im Vergleich mit der Plattenosteosynthese bezüglich der Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt konstant signifikant überlegen ist. Dies gilt auch für die Kraft- und Kontaktflächenverteilung und das Kraftzentrum und dessen Wanderung während der Belastungsversuche. So erzeugt der Fixateur interne eine signifikant höhere Kompressionskraft im Symphysenspalt, die signifikant homogener verteilt ist. Gleiches gilt für die Kontaktfläche. Außerdem kommt das Kraftzentrum bei einer osteosynthetischen Versorgung mittels Fixateur interne signifikant zentraler zu liegen und verbleibt auch während der Belastungsversuche in dieser Position. Bezüglich der erzeugten Stabilität ließen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den zu vergleichenden Osteosyntheseverfahren ermitteln. Daraus lässt sich schließen, dass der Fixateur interne eine mit der Plattenosteosynthese vergleichbare Stabilität des Beckenringgefüges erzeugen und unter axialer Belastung aufrechterhalten kann.

Die vorliegende experimentelle Studie bestätigt die Überlegenheit des Fixateur interne im Vergleich mit der etablierten Plattenosteosynthese im biomechanischen Modell. Die physiologischeren Repositionseigenschaften in Kombination mit der Möglichkeit der minimalinvasiven Versorgung von Open Book- Verletzungen verspricht eine Verbesserung auf dem Gebiet der Beckenchirurgie. Um einen neuen Therapiestandard etablieren zu können, werden weitere Studien an Humanbecken und außerdem klinische Studien gebraucht, die aktuell in Planung und teilweise bereits in Durchführung sind im Biomechanik-Labor der Orthopädie und Unfallchirurgie am Universitätsklinikum des Saarlandes.

## **A new minimally invasive fixation technique for open-book injuries - a biomechanical analysis**

Pelvic fractures rank among rare fractures and account for approximately 3-8% of all fractures. Because of high mortality rates around 5-20% they should not be underestimated and require an adequate therapy. "Open book" injuries among the type B fractures of the pelvis are typically characterized by their vertical stability preserved and the loss of rotational stability of the pelvic ring. The "open book pelvic injury" combines a widening of the pubic symphysis and partial rupture of the ipsilateral ligamentous structures of the sacroiliac joint. The typical treatment of open book injuries consists of open reduction and plate fixation of the pubic symphysis. Critical weakness of this method is the need for extended preparation of soft tissue. This leads to large wound areas which increase the risk of postoperative infection. In addition to that circumstance careful preparation of soft tissue and exact placement of the implant require appropriate surgery time. Concerning the aging population and the challenges mentioned above we advocate the opinion that a minimally invasive fixation technique could improve the treatment of open book injuries substantially.

In this biomechanical analysis we compare one of the established plating systems (4-hole 4,5 mm Dynamic Compression Plate, DePuy Synthes Companies, Oberdorf, Switzerland) with an internal fixator known from spinal surgery (USS-fracture, DePuy Synthes Companies, Umkirch, Germany) using anatomical artificial composite pelvises (Model No. 4060, Synbone AG, Malans, Switzerland). These artificial composite pelvises were subjected under cyclic loading using the established two-leg-stance-model. During cyclic loading we compared the two different fixation methods regarding generated stability of the pelvic ring and compression force, contact area and center of force in the symphyseal gap. As published in our previous studies we used an ultrasound-based measuring device to evaluate three-dimensional movements of the pelvic ring and a sensor film placed in the disrupted pubic symphysis to analyse compression force, contact area and center of force in the symphyseal gap.

Results show that the internal fixator is significantly superior regarding compression force and contact area in the symphyseal gap under the circumstances of this biomechanical study. This also applies for distribution of force, distribution of contact, center of force and its shift during axial loading experiments. Using an internal fixator results in significantly higher

## Zusammenfassung

compression force and contact area and significantly more homogeneous distribution of force and contact inside the symphyseal gap. In addition to that using an internal fixator leads to a significantly more median position of the center of force and prevents shifting of the center of force.

There were no significant differences regarding stability of the pelvic ring generated by the two different fixation methods. This suggests that the internal fixator generates stability of the pelvic ring comparable to stability generated by plating.

This present experimental analysis confirms the superiority of the internal fixator in comparison to conventional plating in the context of this biomechanical study. Using an internal fixator promises more physiological reposition of the pubis symphysis in combination with the possibility of performing minimally invasive surgery. This means improvement in the development of minimal invasive surgery in the field of pelvic operations. To establish a new standard of care, biomechanical experiments on cadaveric specimens, in vivo studies and clinical investigations are needed. These are in preparation and partly already in progress at our lab of biomechanics in Ortho/Trauma at the University of Saarland.

## 2 Einleitung

Beckenringverletzungen zählen mit einem Anteil von 3-8% aller Frakturen zu den seltenen Frakturen (Culemann et al. 2003A, Culemann et al. 2014, Harrasser et al. 2016, Hauschild et al. 2008, Henne- Bruns et al. 2012). Aufgrund ihrer hohen Letalität von 5-20% stellt die Beckenringverletzung dennoch eine besondere klinische und auch wissenschaftliche Herausforderung dar (Culemann et al. 1997, Culemann et al. 2003A, Harrasser et al. 2016, Mückley et al. 2008, Pohlemann et al. 1996B, Pohlemann et al. 2011A).

Diese Studie beschäftigt sich mit Open Book- Verletzungen. Dabei handelt es sich um eine Typ B- Verletzung des Beckenringgefüges. Typ B- Verletzungen zeichnen sich durch eine Rotationsinstabilität des Beckenrings bei erhaltener vertikaler Stabilität aus (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Henne- Bruns et al. 2012, Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Die Open Book- Verletzung beinhaltet eine Sprengung der Symphysis pubica und eine zusätzliche Zerreißung der vorderen Bandstrukturen der ipsilateralen Sakroiliakalfuge (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2003B, Grifka et al. 2013, Hammer et al. 2013, Henne- Bruns et al. 2012, Pohlemann et al. 2011A). Da es sich bei der Symphyse um eine Synarthrose handelt, entspricht die Sprengung der Symphyse einer Gelenkzerreiung, was bei der Therapieplanung bedacht werden muss (Linser et al. 1902, Pohlemann et al. 1999).

Der aktuelle Goldstandard in der Versorgung von Open Book- Verletzungen ist die offene Reposition und Plattenosteosynthese der Symphyse (Bühren et al. 2016, Cano- Luis et al. 2012, Culemann et al. 2014, Henne- Bruns et al. 2012, Herren et al. 2016, Hirner et al. 2008, Lange et al. 1985, Meißner et al. 1998, Mückley et al. 2008, Olerud et al. 1984, Pizanis et al. 2013A, Pohlemann et al. 1994, Yao et al. 2015). Ziel der Therapie ist stets die schnellstmögliche Stabilisierung des Beckenrings, um eine Mobilisation des Patienten zu ermöglichen und Komplikationen, wie thromboembolische Ereignisse und Infektionen, bedingt durch eine lange Liegedauer des Patienten vermeiden zu können. Obwohl die Plattenosteosynthese der Symphysenruptur der Therapie der Wahl bei Open Book- Verletzungen entspricht, sind einige Schwachstellen des Verfahrens auszumachen, die gerade in der älterwerdenden Gesellschaft nicht unbeachtet bleiben dürfen. Großzügige Weichteilpräparationen, die entsprechend lange Operationszeiten bedingen und ausgedehnte Wundareale hinterlassen, sind notwendig für die Reposition des frakturierten Beckenrings und die korrekte Platzierung der Implantate. Außerdem besteht ein nicht zu unterschätzendes

Risiko Strukturen, wie Nerven im kleinen Becken oder die ableitenden Harnwege, im Rahmen der Präparationen zu verletzen (Grifka et al. 2013, Hirner et al. 2008, Jain et al. 2017, Pohlemann et al. 2011A, Rubel et al. 2002). Aufgrund der besonderen Situation der osteosynthetischen Versorgung eines Gelenkes ist auch Implantatversagen, in Form von Implantatlockerungen und Implantatbrüchen, keine Seltenheit (Collinge et al. 2012, Eastman et al. 2016, Hirner et al. 2008, Moed et al. 2012, Morris et al. 2012, Pohlemann et al. 2011A).

Hier sehen wir die Möglichkeit mit einem neuen minimalinvasiven Versorgungsprinzip die Therapie der Open Book- Verletzung zu verbessern. Im Laufe der letzten Jahre wurden bereits einige Studien zu dieser Thematik publiziert, die mindestens die Gleichwertigkeit und oft sogar die Überlegenheit der minimalinvasiven Versorgungsstrategien im Vergleich mit der Plattenosteosynthese nachweisen konnten (Cano- Luis et al. 2012, Osterhoff et al. 2016, Scheyerer et al. 2014, Vaidya et al. 2012). Die Möglichkeit der minimalinvasiven Einbringung der Implantate verspricht kleinere Wundflächen und damit ein geringeres Risiko für postoperative Wundinfektionen und Wundheilungsstörungen und eine geringere Wahrscheinlichkeit von iatrogenen Nerven- oder Harnwegsverletzungen. Gerade die Faktoren Weichteilschonung und Verkürzung der Operationszeiten bei vergleichbarer Stabilität der Osteosynthese versprechen eine Verbesserung im Bereich der Versorgung von Beckenringverletzungen. So liegt es nahe, bereits etablierte minimal-invasive Stabilisierungsimplantate, z.B. aus der Wirbelsäulenfraktur-Stabilisierung, zu verwenden, um die Verletzungen am Beckenring zu überbrücken.

Diese experimentelle Arbeit baut auf einer früheren Studie der Arbeitsgruppe auf (Pizanis et al. 2013A) und stellt selbst die Grundlagenstudie einer Reihe weiterer biomechanischer Arbeiten zur Etablierung einer neuen minimalinvasiven Versorgungsstrategie von Open Book- Verletzungen dar. Sie vergleicht ein etabliertes Plattensystem mit einem neuen Versorgungsprinzip, dem Fixateur interne, im Rahmen einer biomechanischen Studie an Kunststoffbeckenmodellen. Als zu vergleichende Parameter wurden die dreidimensionalen Bewegungen im Raum ultraschallgestützt ausgewertet und mithilfe einer Sensorfolie die Parameter Kompressionskraft, Kontaktfläche, Kraft- und Kontaktflächenverteilung, Lage des Kraftzentrums und Kraftzentrumswanderung im Symphysenspalt analysiert.

## 3 Grundlagen

### 3.1 Anatomie des Beckens

#### 3.1.1 Knochen und Bänder

Der Beckengürtel (Cingulum pelvicum) ist eine knöcherne Ringstruktur, die eine Verbindung zwischen dem Rumpfskelett und den unteren Extremitäten darstellt (Aumüller et al. 2014, Culemann et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Er gewährleistet einerseits die Überleitung der Körperlast auf die untere Extremität und bietet Ansatzpunkte für Muskeln, die den aufrechten Gang ermöglichen und birgt andererseits Schutz für innere Organe und große Leitungsbahnen wie Nerven und Gefäße (Euler et al. 2000, Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007).

Der Beckenring besteht aus den paarig angelegten Hüftbeinen (Ossa coxae) und dem dazwischenliegenden Kreuzbein (Os sacrum). Über die Kreuzbein- Darmbein- Gelenke (Sakroiliakalgelenke) sind die beiden Ossa coxae mit dem dorsal liegenden Os sacrum verbunden. Ventral wird der Beckenring durch die Schambeinfuge (Symphysis pubica) verschlossen (Aumüller et al. 2014, Euler et al. 2000, Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007).

Das Os coxae besteht entwicklungsgeschichtlich aus drei Teilen, dem Darmbein (Os ilium), dem Sitzbein (Os ischii) und dem Schambein (Os pubis), die durch die sogenannte Y- Fuge verbunden sind (Aumüller et al. 2014, Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007). Diese Wachstumsfuge ist bei Kindern noch zu differenzieren, verknöchert aber vollständig zwischen den 14.- 16. Lebensjahren (Aumüller et al. 2014, Harrasser et al. 2016), so dass die drei Anteile beim Erwachsenen zu einer Funktionseinheit zusammengewachsen sind (Pohlemann et al. 2011A). Die drei Anteile des Os coxae bilden gemeinsam die Hüftpfanne (Acetabulum), die mit dem Kopf des Oberschenkelknochens (Femur) artikuliert (Aumüller et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007).

Das Os sacrum bildet die kaudale Fortsetzung der Lendenwirbelsäule und schafft eine Verbindung zwischen Wirbelsäule und Becken (Aumüller et al. 2014, Schiebler et al. 2007).

Es entsteht aus den sakralen Wirbelkörpern, die zunächst getrennt angelegt sind, jedoch miteinander verschmelzen (Aumüller et al. 2014, Harrasser et al 2016, Schiebler et al. 2007).

Die Sakroiliakalgelenke sind Amphiarthrosen, die die Ossa coxae mit dem Os sacrum verbinden (Aumüller et al. 2014, Niethard et al. 2014, Schiebler et al. 2007). Die eingeschränkte Beweglichkeit dieser Gelenke lässt sich durch den straffen Bandapparat erklären. Zentrale Elemente dieses Bandapparates sind die Ligamenta sacroiliaca anteriora, Ligamenta sacroiliaca interossea und die Ligamenta sacroiliaca posteriora (Aumüller et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007). Diese Bänder fixieren vor allem im aufrechten Stand das Os sacrum im Beckenring. Bei von kranial kommendem Druck auf das Os sacrum ziehen die Ligamenta sacroiliaca posteriora et interossea die beiden Ossa coxae in Richtung Os sacrum und bedingen so die Fixierung des Os sacrum im Ringverband (Aumüller et al. 2014, Euler et al. 2000, Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007). Die Ligamenta sacroiliaca anteriora ergänzen die Gelenkkapseln der Sakroiliakalgelenke und bieten Stabilität von ventral. Weitere wichtige Bandverbindungen sind das Ligamentum sacrospinale und das Ligamentum sacrotuberale. Diese Bänder begrenzen Drehbewegungen in den Sakroiliakalgelenken und verhindern ein Kippen des Os sacrum nach ventral (Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007). Eine besondere klinische Relevanz hat das Ligamentum iliolumbale, das seinen Ursprung vom Querfortsatz des fünften Lendenwirbelkörpers nimmt. Ein Abriss dieses Querfortsatzes kann radiologisch Hinweis auf eine mögliche hintere Beckenringinstabilität geben (Culemann et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A).

Ventral werden die beiden Ossa coxae durch die Symphysis pubica, einer Synarthrose aus Faserknorpel, verbunden (Aumüller et al. 2014, Becker et al. 2010). Die Schicht aus Faserknorpel wird auch als Discus interpubicus bezeichnet und trägt in sich einen flüssigkeitsgefüllten Raum (Spatium symphyseus) (Aumüller et al. 2014, Schiebler et al. 2007). Die artikulierenden Gelenkflächen sind die einander zugewandten Facies symphyseales der Ossa pubis, die mit einer dünnen Schicht hyalinem Knorpel überzogen sind und über den Discus interpubicus verbunden werden. Die Symphysis pubica wird durch einige Bänder und Faserzüge stabilisiert (Becker et al. 2010). Am Oberrand verstärkt das Ligamentum pubicum superius und am Unterrand das Ligamentum pubicum inferius, das durch seinen bogenförmigen Verlauf auch Ligamentum arcuatum pubis genannt wird, den Faserknorpel. Des Weiteren gibt es ventral liegende Faserzüge, die fest mit dem Discus interpubicus verwachsen sind (Aumüller et al. 2014, Becker et al. 2010, Schiebler et al. 2007).

### 3.1.2 Biomechanik des Beckens

Das Becken ist gegenüber der Körperachse nach ventral geneigt (Aumüller et al. 2014, Schiebler et al. 2007). Dies ist durch die Stellung des Os sacrum im Ringverband zu erklären (Schiebler et al. 2007). Als untere Fortsetzung der Wirbelsäule nimmt das Os sacrum an deren Doppel-S-Form teil und ist als Kyphose nach ventral gekippt und so auch die mit ihm verbundenen Ossa coxae und dadurch der gesamte Beckenring (Aumüller et al. 2014, Schiebler et al. 2007). Der Neigungswinkel des Beckens lässt sich ermitteln zwischen der Beckeneingangsebene und der Horizontalen und ist von der Körperstellung abhängig. Im Stand beträgt der Winkel etwa 60°, im Sitzen verringert er sich auf rund 30° (Aumüller et al. 2014, Schiebler et al. 2007). Die Kraftleitung verläuft im Sitzen vor allem über die Sakroiliakalgelenke auf die Tubera ischiadica der Ossa ischii (Aumüller et al. 2014, Schiebler et al. 2007).

Die Belastungen im ventralen Bereich hängen von der Position und Art der Belastung ab. So verursachen Sitzen, Stehen und Gehen unterschiedliche Druck-, Zug- und Scherbewegungen im vorderen Beckenring, denen die Symphyse entgegenwirkt (Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A).

Bei axialer Krafteinwirkung kommt es, bedingt durch die Neigung des Beckens im Stand, zu einer Kippbewegung des Os sacrum. Dabei bewegt sich der obere Anteil des Os sacrum nach ventro-kaudal und der untere Anteil nach dorso-kranial (Nutation) (Aumüller et al. 2014, Euler et al. 2000, Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007). Diese Bewegung wird durch die Beckenbodenbänder (Ligamentum sacrotuberale und Ligamentum sacrospinale) und den sakroiliakalen Bandapparat abgefedert (Euler et al. 2000, Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007). Die sakroiliakalen Bänder üben bei axialer Krafteinwirkung Zug auf die Ossa coxae in Richtung Os sacrum aus (vgl. 3.1.1 Knochen und Bänder) und bewirken so eine Drucksteigerung im Sakroiliakalgelenk und fixieren das Os sacrum zwischen den beiden Ossa coxae im Beckenring (Euler et al. 2000, Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007).

Die Beckenbodenbänder beschränken ebenfalls ein Kippen des Os sacrum nach ventral und verhindern zusätzlich Drehbewegungen im Sakroiliakalgelenk (Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007). Das macht die Sakroiliakalgelenke zu straffen Gelenkverbindungen, die wenige Bewegungen zulassen (Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et

al. 2007). Dies ist zusammen mit der Muskulatur im Beckenbereich (vgl. 3.1.2 Muskeln) für die Erhaltung des Gleichgewichts im aufrechten Stand und Gang von zentraler Bedeutung (Aumüller et al. 2014, Euler et al. 2000, Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007). Harrasser et al. beschreiben die Bewegungsausmaße der Sakroiliakalgelenke um eine medio-laterale Achse auf Höhe der Ligamenta sacroiliaca interossea für Rotation und Translation zwischen  $2^\circ$  bis  $4^\circ$  (Harrasser et al. 2016).

Wie zuvor schon beschrieben überträgt das Becken die Rumpflast auf die untere Extremität (Euler et al. 2000, Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007). Die Kraftleitung erfolgt über die Wirbelsäule in das Os sacrum, über die Sakroiliakalgelenke in das linke und rechte Os ilium und schließlich über die Außenfläche des Acetabulums auf den Femurkopf (Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A, Schiebler et al. 2007). Da die Symphyse außerhalb des Hauptkraftflusses liegt, spielt sie im Vergleich zu den beiden Sakroiliakalgelenken eine untergeordnete Rolle für die Stabilität des Beckenrings (Culemann et al. 2014, Euler et al. 2000, Niethard et al. 2014). Aufgrund dessen lässt sich das Becken funktionell betrachtet in einen vorderen und hinteren Beckenring unterteilen (Culemann et al. 2014). Der vordere Beckenring umfasst die Ossa pubis und die Ossa ischii bis auf Höhe des Acetabulums. Der hintere Beckenring besteht aus Os sacrum, den Sakroiliakalgelenken und den Ossa ilium bis zum Acetabulum. Die dorsalen Strukturen sind für 80% der Kraftleitung zuständig und sind deshalb auch kräftiger ausgebildet als die vorderen Anteile des Ringverbands (Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Aufgrund dessen ist der hintere Beckenring bei der Betrachtung von Beckenringverletzungen besonders zu beachten, da dessen Stabilität oder Instabilität den Frakturtyp und damit die Behandlungsweise maßgeblich beeinflusst (Culemann et al. 2014, Euler et al. 2000, Niethard et al. 2014).

## 3.2 Beckenringverletzungen

### 3.2.1 Ätiologie, Inzidenz und Letalität

Beckenringverletzungen treten mit einer Inzidenz von 3-8% aller Frakturen auf und zählen damit zu den seltenen Frakturen (Culemann et al. 2003A, Culemann et al. 2014, Harrasser et al. 2016, Hauschild et al. 2008, Henne- Bruns et al. 2012). Dennoch sind sie je nach Verletzungsmuster und -umfang häufig mit einer hohen Letalität von 5 bis 20% verbunden (Culemann et al. 1997, Culemann et al. 2003A, Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 1996B). In der Regel entstehen Beckenringverletzungen unter Hochrasanztraumen und sind daher Ausdruck einer hohen Gewalteinwirkung auf den Körper, was die Gefahr für Begleitverletzungen erheblich erhöht (Culemann et al. 2014, Henne- Bruns et al. 2012, Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Typische Unfallmechanismen sind Verkehrsunfälle, Überrolltraumen oder Stürze aus großer Höhe (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2003B, Grifka et al. 2013, Harrasser et al. 2016, Hauschild et al. 2008, Pohlemann et al. 2000, Pohlemann et al. 2011A). Beckenfrakturen, bei denen zusätzliche Schäden, wie Verletzungen der Muskulatur, Blutgefäße, Nerven, Weichteile oder Beckeneingeweide, vorliegen, nennt man komplexe Beckentraumata (Burkhardt et al. 2015, Culemann et al. 2014, Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 1998). Hierbei liegt die Letalität bei etwa 20%, kommt eine Kreislaufinstabilität hinzu sogar bei circa 33% (Ellinger et al. 2007).

Die Beckenringverletzung hat epidemiologisch gesehen zwei Altersgipfel (Culemann et al. 2014, Henne- Bruns et al. 2012, Mückley et al. 2008, Pohlemann et al. 2011A). Aufgrund der zuvor schon beschriebenen häufigsten Unfallmechanismen umfasst der erste Gipfel vor allem junge Menschen zwischen dem 20. und 30. Lebensjahr, die im Rahmen von Polytraumata, zum Beispiel bei PKW- Unfällen, eine Beckenringverletzung erleiden. Bei mehr als 20% der Polytraumatisierten liegt eine Beckenfraktur vor (Grifka et al. 2013, Harrasser et al. 2016, Henne- Bruns et al. 2012, Niethard et al. 2014). Der zweite Altersgipfel betrifft gehäuft Frauen und befindet sich etwa zwischen dem 7. und 8. Lebensjahrzehnt. Hierbei handelt es sich um Niedrigenergietraumata, wie Stürze im häuslichen Umfeld, die aufgrund der zunehmenden Prävalenz der Osteoporose dennoch zu Frakturen des Beckenrings führen können (Acklin et al. 2017, Boufous et al. 2005, Culemann et al. 2014, Mückley et al. 2008,

Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Bei diesen Patienten tritt die Beckenringverletzung meistens als isolierte Fraktur auf, in etwa 70% betrifft sie das Os pubis (Fuchs et al. 2011, Rollmann et al. 2017).

Selten kommt es auch unter der Geburt zu Beckenringverletzungen mit Symphysensprengung (Erickson et al. 2015, Pires et al. 2015). Die Bänder an der Symphyse und im Bereich der Sakroiliakalgelenke werden im Laufe der Schwangerschaft elastischer, um eine ausreichende Weite des Geburtskanals zu ermöglichen (Euler et al. 2000, Pires et al. 2015). So kann es durch die Lockerung des Discus interpubicus zu einer inkompletten oder sogar kompletten Ruptur der Symphyse kommen, die behandlungsbedürftig ist (Erickson et al. 2015, Euler et al. 2000). In der Mehrzahl der Fälle kann eine konservative Therapie erfolgreich durchgeführt werden, auch im Hinblick darauf, dass sich die Bandbeschaffenheit nach der Geburt wieder zu ihrer ursprünglichen Form zurückbildet (Pires et al. 2015). Eine offene Reposition und operative Stabilisierung wird laut Pires et al. erst notwendig, wenn die Weite der Symphyse mehr als 4cm beträgt, Verlaufskontrollen eine bestehende Instabilität zeigen oder die Patientin drei Monate postpartum noch starke Schmerzen angibt (Erickson et al. 2015, Pires et al. 2015).

### **3.2.2 Klinische Untersuchung und weiterführende Diagnostik**

Zu Beginn einer jeden Diagnostik steht, sofern der Patient ansprechbar ist, eine erste Anamnese. Der Unfallmechanismus, sowie Intensität und Lokalisation der Schmerzen geben Hinweise auf den Umfang der Beckenringverletzung (Culemann et al. 2014, Harrasser et al. 2016, Henne- Bruns et al. 2012). Bei nicht ansprechbaren Patienten deckt die Übergabe des Rettungsdienstpersonals diese Punkte ab (Pohlemann et al. 2011A). Anschließend erfolgen die Inspektion des Patienten und die körperliche Untersuchung (Culemann et al. 1997, Culemann et al. 2014, Harrasser et al. 2016, Henne- Bruns et al. 2012). Bei der ersten orientierenden Inspektion der Beckenregion ist auf mögliche Wunden, Schwellungen, Hämatome und Deformierungen zu achten. Bei der genaueren Inspektion liegt das Augenmerk auf der Stellung der Beine und auf einer möglichen Beinlängendifferenz. Beim wachen Patienten sollte zudem beobachtet werden ob und wenn ja in welchem Ausmaß Spontanbewegungen der Beine möglich sind (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Grifka et al. 2013, Henne- Bruns et al. 2012). Obligatorisch ist hier auch die Inspektion von Körperöffnungen, wie Harnröhre, Anus und Vagina. Blutaustritt kann auf mögliche Begleitverletzungen hinweisen, die das weitere Vorgehen, aber auch die Prognose des Patienten beeinflussen (Culemann et al. 2014, Fritz et al. 2018, Pohlemann et al. 2011A).

Die körperliche Untersuchung umfasst dann eine manuelle Überprüfung der Stabilität des Ringsystems, die Erhebung des Durchblutungsstatus der unteren Extremität und eine grob orientierende neurologische Untersuchung, vor allem im Versorgungsbereich des Plexus lumbosacralis (vgl. 3.1.4 Nerven) (Culemann et al. 1997, Culemann et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Bei der manuellen Untersuchung wird Druck auf die beiden Beckenkämme ausgeübt, um mögliche Instabilitäten zu erfühlen (Pohlemann et al. 2011A). Dies kann bei Beckenfrakturen Blutungen aus den Bruchflächen unterhalten, weshalb die manuelle Prüfung nur einmalig von einem erfahrenen Untersucher durchgeführt werden sollte (Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A). Bei Patienten, die den Schockraum mit anliegendem Beckengurt erreichen, sollte die Stabilitätsprüfung nicht wiederholt werden (Culemann et al. 2014). Ein Öffnen des Beckengurtes würde zum Wiederaufklaffen des Beckenrings mit Volumenzunahme des Beckenraums führen und kann potentielle Blutungen verstärken oder stehende Blutungen wieder entfachen (Baqué et al. 2005, Bottlang et al. 2002, Culemann et al. 2014, Gardner et al. 2009, Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A).

Als nächster Schritt erfolgt dann die bildgebende Diagnostik mit Röntgenaufnahmen. Standardmäßig werden eine Beckenübersicht im anterior- posterioren Strahlengang und zusätzlich Schrägaufnahmen, die Inlet- und Outletaufnahmen angefertigt (Bühren et al. 2016, Grifka et al. 2013, Harrasser et al. 2016, Henne- Bruns et al. 2012, Pohlemann et al. 2011A). Bei der Inletaufnahme ist der Strahlengang  $30^{\circ}$ - $40^{\circ}$  kranio- kaudal gekippt und ermöglicht so eine Beurteilung von Verschiebungen des Beckenrings in ventro- dorsaler Richtung (Culemann et al. 2003B). Mit der Outletaufnahme, bei der der Strahlengang um  $30^{\circ}$ - $40^{\circ}$  nach kaudo- kranial gekippt ist, lassen sich vertikale Verschiebungen des Ringverbands beurteilen (Culemann et al. 2003B). Diese drei Projektionen ermöglichen einerseits einen Vergleich zwischen linker und rechter Beckenhälfte und andererseits eine Beurteilung von vorderen und hinteren Anteilen des Beckenrings (Culemann et al. 2003B). Wie zuvor schon beschrieben ist hauptsächlich der hintere Beckenring für die Kraftleitung und Stabilität im Ringverband verantwortlich (vgl. 3.1.5 Biomechanik des Beckens). Es gibt einige zusätzliche Marker, die im Röntgenbild auf dorsale Instabilitäten hinweisen können. Hier ist vor allem auf Abrisse des Querfortsatzes des fünften Lendenwirbelkörpers (vgl. 3.1.1 Knochen und Bänder), Inkongruenz der Neuroforamina des Os sacrum und vermehrte Innen- oder Außenrotation der Beckenhälften zu achten (Culemann et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Die Detailbeurteilung der dorsalen Strukturen ist mit dem konventionellen Röntgen nur eingeschränkt möglich, weshalb bei Verdacht oder Hinweis auf eine Fraktur des Beckenrings eine Computertomographie durchgeführt werden muss (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Grifka et al. 2013, Harrasser et al. 2016, Henne- Bruns et al. 2012, Pohlemann et al. 2011A). Diese ermöglicht eine genaue Vorstellung von der Fraktur und gegebenenfalls von zusätzlichen Begleitverletzungen oder aktiven Blutungen. Außerdem kann sie durch dreidimensionale Rekonstruktionen Informationen zu Lagebeziehungen zwischen den Fragmenten untereinander oder zwischen Fragmenten und den Beckeneingeweiden geben (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Die Erkenntnisse aus der Computertomographie sind maßgeblich an der Klassifikation der Fraktur und an der Indikationsstellung und Therapieplanung beteiligt (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A).

Ein weiterer Teil der bildgebenden Diagnostik ist die Abdomensonographie nach der FAST-Technik („focused assessment with sonography for trauma“) zur Bestätigung beziehungsweise zum Ausschluss freier intraabdomineller Flüssigkeit (Culemann et al. 2014, Harrasser et al. 2016, Henne- Bruns et al. 2012).

## Grundlagen

In Ausnahmefällen kann sich bei arteriellen Blutungen daran noch eine Angiographie zur genauen Lokalisation der Blutungen und deren Embolisation anschließen (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Grifka et al. 2013, Tesoriero et al. 2017). Dies setzt aber die Verfügbarkeit und einen in dieser Methode erfahrenen Untersucher voraus (Culemann et al. 2014, Tesoriero et al. 2017).

### 3.2.3 Klassifikation

Die Einteilung der Beckenringverletzungen erfolgt im deutschsprachigen Raum nach der Klassifikation der AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) (Culemann et al. 2014, Grifka et al. 2013, Henne- Bruns et al. 2012, Harrasser et al. 2016, Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 1998, Pohlemann et al. 2011A). Sie vereint verschiedene frühere Klassifikationssysteme und verbindet so mehrere Gesichtspunkte, unter denen eine Beckenringverletzung betrachtet werden kann (Culemann et al. 2014, Stahel et al. 2016).

Young und Burgess entwickelten ein Klassifikationssystem, das Frakturen anhand der Einflussrichtung der, die Verletzung verursachenden, Kraft einteilt (Burgess et al. 1990). Dabei wird unterschieden zwischen anterior- posteriorer Kompression, lateraler Kompression mit und ohne Rotation und vertikalen Scherbewegungen, die zur Fraktur führen (Burgess et al. 1990). Pennal und Tile erweiterten diese Klassifikation um die Komponente der Stabilität und ordneten diese dem Unfallmechanismus über, da sie beschrieben, dass die Prognose der Patienten vor allem vom Grad der Instabilität der Beckenringverletzung abhängig ist (Pennal et al. 1980). Auf einem Vorschlag von Letournel beruhend, können zusätzlich die Verletzungsregionen beschrieben werden (Pohlemann et al. 1998). Dazu wird der Beckenring in verschiedene Zonen eingeteilt. Im vorderen Beckenring sind dies transpubische und transsymphysäre Verletzungsbereiche, im hinteren Beckenring transsakrale, transiliakale und transiliosakrale (Culemann et al. 2003B, Henne- Bruns et al. 2012, Pohlemann et al. 1998, Pohlemann et al. 2011A).

Die Betrachtung der Stabilität des Beckenrings ermöglichte schließlich die Eingliederung der Beckenringverletzungen in das, von der AO für alle Frakturen verwendete, ABC- Schema nach Müller (Baierlein et al. 2010, Culemann et al. 2003A, Culemann et al. 2003B). Hierbei werden anhand der Reststabilität des Ringsystems drei Gruppen gebildet, die dann noch weiter unterteilt und spezifiziert werden (Culemann et al. 2003A, Culemann et al. 2014, Henne- Bruns et al. 2012, Pohlemann et al. 2011A). Zusätzlich ist es möglich frakturspezifische Besonderheiten in die Klassifikation miteinfließen zu lassen, wie zum Beispiel die Anzahl der Fragmente oder die Richtung der Krafteinwirkung (Culemann et al. 2003A). Daraus ergibt sich eine große Zahl an möglichen Kombinationen und damit eine Möglichkeit die einzelnen Frakturtypen genau zu klassifizieren (Culemann et al. 2003A, Pohlemann et al. 2011A). Diese detaillierte Einteilung ist vor allem zur Dokumentation und

wissenschaftlichen Vergleichbarkeit der Frakturen von großer Bedeutung (Culemann et al. 2003A).

Im klinischen Alltag ist vor allem die Gruppenzuordnung in Frakturtyp A, B oder C entscheidend, um die Stabilität beziehungsweise Instabilität des Beckenrings zu kommunizieren (Culemann et al. 2003A, Culemann et al. 2003B, Pohlemann et al. 2011A). Außerdem kann zusätzlich die Region, in der sich die Verletzung befindet, angegeben werden (transpubisch, transsymphysär, transiliakal, transsakral, transiliosakral) (Culemann et al. 2003A).

- ❖ **Typ A- Verletzung:** Die knöcherne und ligamentäre Integrität des hinteren Beckenrings bleibt erhalten. Deshalb spricht man von einer stabilen Fraktur. Ein Beispiel für diesen Frakturtyp ist die Beckenrandfraktur (Culemann et al. 2014).
  
- ❖ **Typ B- Verletzung:** Beteiligung des vorderen und hinteren Beckenrings mit partiell erhaltener Stabilität im hinteren Beckenring. Es resultiert eine Rotationsinstabilität bei erhaltener vertikaler Stabilität. Ein Beispiel für Typ B- Verletzungen ist die sogenannte Open Book Verletzung (Culemann et al. 2014, Pohlemann et al. 1998, Pohlemann et al. 2011A).
  
- ❖ **Typ C- Verletzung:** Komplette Unterbrechung der Ringstruktur mit Translations- und Rotationsinstabilität. Hierbei spricht man von einer instabilen Fraktur (Culemann et al. 2003A, Culemann et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Ein Beispiel für diesen Typus ist die Kombination einer vorderen oberen und unteren Schambeinastfraktur mit einer hinteren transiliosakralen Luxationsfraktur (Culemann et al. 2014).

Zwischen den einzelnen Untergruppen, genauso wie zwischen den Begriffen Stabilität und Instabilität bestehen teils fließende Übergänge, sodass die Klassifikation auch anhand des klinischen Bildes und des Heilungsprozesses kritisch überprüft und gegebenenfalls angepasst werden muss (Van Loon et al. 2011). Beispielsweise bei Verletzungen vom Typ B gibt es Übergangsformen zum Verletzungstyp C, was eine andere operative Versorgungstrategie erfordert (Pohlemann et al. 2011A). Es ist nicht unüblich, dass die erste Klassifizierung im Verlauf der Diagnostik angepasst und verfeinert wird. Burgess et al. erhoben zwischen 1985

## Grundlagen

und 1988 eine Studie an 210 Patienten mit Beckenringverletzungen durch Hochrasanztraumen und kamen zu dem Fazit, dass Therapieprotokolle basierend auf einer exakten Klassifikation der Verletzung die Mortalität reduzieren (Burgess et al. 1990).

## **3.2.4 Die Open Book- Verletzung (Typ 61- B1.1)**

### **3.2.4.1 Unfallmechanismus**

Wie zuvor schon beschrieben zeichnet sich die Beckenringverletzung vom Typ B durch eine Rotationsinstabilität bei erhaltener vertikaler Stabilität des Beckens aus. Das heißt es besteht eine partielle Instabilität des hinteren Beckenrings (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Henne- Bruns et al. 2012, Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A).

Die sogenannte Open Book- Verletzung ist ein Beispiel einer solchen Typ B Verletzung beruhend auf einem Außenrotationsmechanismus einer Beckenhälfte (Culemann et al. 2003B). Hierbei kommt es zu einer Sprengung der Symphysis pubica und zusätzlich zu einer ipsilateralen Läsion der ventralen Anteile des sakroiliakalen Bandapparates (Ligamenta sacroiliaca anteriora) und damit einhergehend zu einer ventralen Sakroiliakalfugenerreißung (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2003B, Grifka et al. 2013, Hammer et al. 2013, Henne- Bruns et al. 2012, Pohlemann et al. 2011A). Bei der Symphysis pubica handelt es sich um eine Synarthrose, weshalb die Symphysensprengung einer Gelenkerreißung entspricht (Linser et al. 1902, Pohlemann et al. 1999). Die beiden Hälften des Beckens lassen sich wie ein Buch aufklappen (Pohlemann et al. 2011A). Die intakten dorsalen Bandanteile der Sakroiliakalgelenke ermöglichen die partielle Stabilität im hinteren Beckenring und halten das Becken, ähnlich wie der Buchrücken bei einem Bucheinband, zusammen (Pohlemann et al. 2011A). Das Verletzungsmuster der sakroiliakalen Bandstrukturen erklärt auch die Rotationsinstabilität beziehungsweise die vertikale Stabilität des Beckens bei Typ B- Verletzungen (Abdelfattah et al. 2014). Durch die Ruptur der ventralen Bandverbindungen und die intakten dorsalen Ligamenta sacroiliaca posteriora kommt es nach Pohlemann et al. zu einem scharnierartigen Aufklappen des Beckens, was eine rotatorische Instabilität bedingt (Pohlemann et al. 2011A). Der vertikale Kraftfluss bleibt stabil (Abdelfattah et al. 2014). Ein typisches Szenario, bei dem eine solche Verletzung auftritt, ist ein Unfallhergang, bei dem der Betroffene nach vorne an etwas anprallt, zum Beispiel ein Motorradfahrer gegen den Tank (Culemann et al. 2014) oder ein Reiter gegen den Sattel (Collinge et al. 2009, Timm et al. 1928).

### 3.2.4.2 Grundlagen der Therapie von Open Book- Verletzungen

Ziel der Behandlung ist die anatomische Rekonstruktion des Beckenrings, um eine frühzeitige Mobilisation des Patienten zu ermöglichen (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Henne-Bruns et al. 2012, Pohlemann et al. 2011A). Art und Umfang der Therapie richten sich nach der Kreislaufstabilität des Patienten und der Stabilität des Beckenrings (Culemann et al. 2014, Hauschild et al. 2008, Holstein et al. 2012, Pohlemann et al. 2011A).

*Patient mit Open Book- Verletzung und stabilem Kreislauf:*

Patienten mit einer Open Book- Verletzung und stabilen Kreislaufverhältnissen müssen in der Regel keiner Notfalloperation zugeführt werden. Trotz der partiellen Instabilität des hinteren Beckenrings kann eine Typ B Verletzung grundsätzlich konservativ therapiert werden (Breuer et al. 2003, Culemann et al. 1997, Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A). Eine konservative Therapie setzt einen stabilen Beckenring voraus und die Weite der Symphyse darf 2cm nicht überschreiten (Culemann et al. 1997, Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A, Yao et al. 2015). Ziel des Verfahrens ist die funktionelle Behandlung des Patienten, um eine Frühmobilisation erreichen zu können (Pohlemann et al. 2011A). Unter adäquater Schmerztherapie beginnt die Therapie mit initialer Bettruhe über einige Tage (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 1997, Pohlemann et al. 2011A). Dabei erfolgen eine antiphlogistische Medikation und eine Thromboseprophylaxe, zusätzlich beginnt bereits die physiotherapeutische Behandlung (Culemann et al. 1997, Culemann et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Anschließend werden die Patienten unter Anleitung mobilisiert, anfangs mit Teilbelastung. Regelmäßige bildgebende Diagnostik ermöglicht die Stellungskontrolle der Fraktur, um mögliche Verschiebungen unter Mobilisation direkt zu detektieren (Bühren et al. 2016, Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A). Zeigt sich eine zunehmende Dislokation der Fraktur oder eine progrediente Schmerzsymptomatik ist die Indikation zur operativen Versorgung der Beckenringverletzung gegeben (Culemann et al. 2014). Typische Patienten, die einer konservativen Therapie zugeführt werden sind Frauen, die unter der Geburt eine solche Open Book- Verletzung erleiden (vgl. 3.2.1 Ätiologie, Inzidenz und Letalität) (Euler et al. 2000, Lindsey et al. 1988, Pires et al. 2015).

Zur operativen Versorgung der Open Book- Verletzung ist die Stabilisierung des vorderen Beckenrings ausreichend (Culemann et al. 2014, Henne- Bruns et al. 2012, Mückley et al. 2008, Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Rotationsinstabilität und eine Weite der Symphyse von über 2cm, oder bestimmte zusätzliche Begleitverletzungen machen einen operativen Eingriff notwendig (Culemann et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Als Standardverfahren hat sich die Plattenosteosynthese der Symphyse beziehungsweise bei offenen Frakturen die temporäre Versorgung mittels Fixateur externe durchgesetzt (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 1997, Culemann et al. 2014, Halawi et al. 2016, Harrasser et al. 2016, Henne- Bruns et al. 2012, Lange 1985, Meißner et al. 1998, Mückley et al. 2008, Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 1997, Pohlemann et al. 2011A).

### *Patient mit Open Book- Verletzung und Kreislaufinstabilität:*

Beckenringverletzungen sind Ausdruck einer großen Gewalteinwirkung auf den Körper und treten deshalb selten isoliert auf (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 1997, Culemann et al. 2014, Henne- Bruns et al. 2012, Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Mehr als 20% der Mehrfachverletzten erleiden eine Beckenfraktur (vgl. 3.2.1 Ätiologie, Inzidenz und Letalität) und laut Culemann et al. treten bei etwa 3% der Patienten mit Beckenringfrakturen kreislaufwirksame Blutungen auf (Culemann et al. 2014). Deshalb steht hier zu Beginn der Notfalltherapie die Stabilisierung des Patienten, was eine Blutungskontrolle und ausreichende Volumensubstitution und Bluttransfusion voraussetzt (Burkhardt et al. 2005, Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Durkin et al. 2006, Goldstein et al. 1986, Seekamp et al. 2004, Westhoff et al. 2004). Da die knöchernen Strukturen des Beckens sehr gut durchblutet sind kommt es bei Beckenfrakturen zu erheblichen Blutungen aus den Frakturflächen (Culemann et al. 1997, Henne- Bruns et al. 2012, Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 1996A, Pohlemann et al. 1998). Um diese Blutverluste zu minimieren wird eine schnelle Stabilisierung des Beckenrings angestrebt. Eine mechanische Stabilisierung des Beckenrings kann durch die Beckenzwinde oder den Fixateur externe realisiert werden (Burkhardt et al. 2005, Bühren et al. 2016, Culemann et al. 1997, Culemann et al. 2014, Gänsslen et al. 2005, Henne- Bruns et al. 2012, Lange et al. 1985, Pohlemann et al. 2011A, Seekamp et al. 2004, Westhoff et al. 2004). Bei einer Open Book- Verletzung bietet sich ein supraacetabulärer Fixateur externe an (Ben- Menachem et al. 1991, Gylling et al. 1985, Maurer et al. 2003, Müller et al. 1978, Palmer et al. 1997, Pohlemann et al. 2011A, Seekamp et al. 2004), da er

laut Gänsslen et al. einerseits diesen Typ der Beckenringverletzung ausreichend stabilisiert und andererseits in vielen Kliniken verfügbar und verhältnismäßig einfach zu handhaben ist (Gänsslen et al. 2005). Lässt sich der Patient durch diese Maßnahmen nicht stabilisieren muss man davon ausgehen, dass zusätzliche Blutungen aus verletzten Gefäßen des Beckenraums bestehen (Baque et al. 2005, Burkhardt et al. 2005, Culemann et al. 1997, Durkin et al. 2006, Pohlemann et al. 2011A, Rothenberger et al. 1978). Dies macht einen operativen Eingriff zur Blutstillung erforderlich (Burkhardt et al. 2005, Culemann et al. 2014, Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A, Seekamp et al. 2004). Die Hauptblutungsquellen sind die Frakturflächen, die durch die Stabilisierung des Beckenrings kontrolliert werden sollen und die ausgeprägten Venenplexus des Beckenraums (Baque et al. 2005, Burkhardt et al. 2005, Culemann et al. 2014, Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 1996A, Pohlemann et al. 2011A). Um die venösen Blutungen zum Stillstand zu bringen kann ein Packing des kleinen Beckens mit Bauchtüchern vorgenommen werden. Die Tamponade verbleibt in der Regel 24-48 Stunden im Patienten und wird danach entfernt oder erneuert (Bühren et al. 2016, Pohlemann et al. 1996A). Die selteneren arteriellen Blutungsquellen (10-20%) (Culemann et al. 1997, Rothenberger et al. 1978, Thannheimer et al. 2005), können durch Legierung des Gefäßstumpfes unterbunden werden oder bei chirurgisch schlechter Zugänglichkeit embolisiert werden (Ben- Menachem et al. 1991, Pohlemann et al. 1998, Seekamp et al. 2004, Thannheimer et al. 2005). Baqué et al. führten eine Studie an 20 Leichenbecken durch und kamen zu dem Ergebnis, dass eine Open Book- Verletzung mit einer Symphysendiastase von 5cm das Volumen im Beckenraum um etwa 21 % vergrößert (Baque et al. 2005). Außerdem war in 60 % dieser Fälle die Vena iliolumbalis zerrissen und die Arteria iliolumbalis stand unter ständiger Spannung, die stabilere Wand der Arterie verhinderte aber eine arterielle Blutung (Baque et al. 2005). Diese Ergebnisse verdeutlichen eindrücklich wie wichtig die umgehende Stabilisierung des Beckenrings ist. Durch die mechanische Stabilisierung mittels Fixateur externe wird das Volumen im Beckenraum verkleinert und entweder darüber die Blutungskontrolle erreicht oder aber ein stabiles „Widerlager“ (Bühren et al. 2016) für eine erfolgreiche Tamponade des kleinen Beckens geschaffen.

Zu einem späteren Zeitpunkt erfolgt dann die möglichst exakte anatomische Rekonstruktion und definitive Versorgung der Beckenringverletzung (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Culemann et al. 1997, Henne- Bruns et al. 2012, Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Mittels Fixateur externe ist die Fraktur stabilisiert und es bleiben einige Tage Zeit den Allgemeinzustand des Patienten zu optimieren und den operativen Eingriff mit Hilfe von weiterführender Diagnostik vorzubereiten.

### 3.2.4.3 Nachbehandlung

Konservativ behandelte Patienten werden, wie zuvor schon beschrieben kurze Zeit immobilisiert und anschließend unter Analgesie schmerzadaptiert mobilisiert. Zuerst erfolgt eine 6- wöchige Teilbelastung an Unterarmgehstützen und anschließend kann schrittweise die Vollbelastung erzielt werden (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Fritz et al. 2018, Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A, Stein et al. 2015). Regelmäßige Röntgenkontrollen nach Mobilisation oder bei Schmerzzunahme ermöglichen eine Stellungskontrolle der Fraktur und einen Überblick über den Heilungsprozess (Culemann et al. 2014, Fritz et al. 2018, Harrasser et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A).

Operativ behandelte Patienten werden ab dem zweiten Tag postoperativ unter Teilbelastung (15-20kg) mobilisiert. Die Teilbelastung erfolgt über eine Zeit von 6 Wochen, an die sich eine Röntgenkontrolle anschließt (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Stein et al. 2015). Zeigt die Kontrolle eine regelrechte Implantatlage und ein unverändertes Repositionsergebnis kann in den folgenden Wochen durch schrittweise Steigerung die Vollbelastung angestrebt werden (Culemann et al. 2014, Stein et al. 2015).

Im Gegensatz zu früherem Vorgehen, als die Metallentfernung nach 6-12 Monaten postoperativ angeraten wurde (Culemann et al. 1997, Pohlemann et al. 2011A), ist es heute eine Einzelfallentscheidung die Implantate zu entfernen (Giannoudis et al. 2008, Putnis et al. 2011, Raman et al. 2005, Stuby et al. 2012). Raman et al. konnten in ihrer Metaanalyse der themenbezogenen Literatur zwischen 1966 und 2005 keine Nachteile für den Patienten beim Belassen der Implantate feststellen (Raman et al. 2005). Auch Giannoudis et al. beschäftigten sich mit der Thematik und führten eine retrospektive Studie an 74 Patienten durch, die nach einer Open Book- Verletzung einer Plattenosteosynthese der Symphyse zugeführt wurden. Sie kamen zu dem Schluss, dass ein routinemäßiges Entfernen der Implantate nicht notwendig war (Giannoudis et al. 2008). Stuby et al. beobachteten bei ihrem Patientenkollektiv eine hohe Komplikationsrate bei Metallentfernungen am Beckenring von etwa 20 %. Aufgetretenen Komplikationen waren beispielsweise Verletzungen der Harnblase oder in situ verbliebene Schraubenreste (Stuby et al. 2012). Die genannten Studien geben die abschließende Empfehlung im Dialog mit dem jeweiligen Patienten eine individuelle Entscheidung zu treffen, angepasst an radiologische und klinische Untersuchungsbefunde und an den ehemaligen Frakturtyp (Raman et al. 2005, Stuby et al. 2012). Weiterhin empfohlen wird die Metallentfernung bei Infektionen, Schraubendislokationen oder bei implantatbezogenen

## Grundlagen

Schmerzen (Stuby et al. 2012), wobei Raman et al. mit ihrer Metaanalyse feststellen konnten, dass nur in etwa 30% der Fälle die Schmerzen im Bereich der Symphyse nach Entfernung des Osteosynthesematerials verschwunden waren (Raman et al. 2005). Dies führt zu dem Schluss, dass die Patienten über das Risiko und den Nutzen einer Metallentfernung genau aufgeklärt werden müssen.

### 3.2.4.4 Begleitverletzungen, Komplikationen und Prognose

Wie in Kapitel 3.2.1 Ätiologie, Inzidenz und Letalität bereits beschrieben, entstehen Beckenringverletzungen in den meisten Fällen durch extreme Gewalteinwirkung auf den Körper (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 1997, Culemann et al. 2014, Henne- Bruns et al. 2012, Niethard et al. 2014, Pohlemann et al. 2011A). Unfallmechanismen, unter denen es häufig zu Beckenringfrakturen kommt, wie zum Beispiel Verkehrsunfälle oder Überrolltraumen, lassen darauf schließen, dass man bei der Versorgung von Beckenringverletzungen meist noch einige Begleitverletzungen mitberücksichtigen muss (Burkhardt et al. 2015, Culemann et al. 2014, Halawi et al. 2016, Harrasser et al. 2016, Niethard et al. 2014, Rommens et al. 2003). 86,9% der 222 Patienten mit Beckenringverletzung Typ B oder Typ C, die Rommens et al. in eine retrospektive Studie einschlossen, wiesen eine oder mehrere Begleitverletzungen auf (Rommens et al. 2003). Die Begleitverletzungen von Open Book- Verletzungen können sehr vielfältig sein und prinzipiell jede Körperregion betreffen (Culemann et al. 2014, Halawi et al. 2016, Pohlemann et al. 1998, Siegmeth et al. 2000, Westhoff et al. 2004). Laut Rommens et al. sind häufiger die unteren als die oberen Extremitäten betroffen und schwere Thoraxtraumaen und Schädel-Hirn- Traumen treten häufiger auf als leichte (Rommens et al. 2003). Die häufigsten peripelvinen Verletzungen sind laut Siegmeth et al. Verletzungen des Urogenitalsystems, der Gefäße und Nerven im Beckenbereich, der intraabdominellen Organe und des umliegenden Weichteilgewebes (Majeed et al. 1992, Pohlemann et al. 1998, Schwemmler et al. 1985, Siegmeth et al. 2000).

Auch die Komplikationen einer Open Book- Verletzung können vielseitig sein und reichen von lokalen bis zu systemischen Auswirkungen (Bühren et al. 2016, Collinge et al. 2012, Eastman et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A).

Allgemeine systemische Komplikationen sind zum Beispiel Infekte, die bis zum septischen Schock mit Multiorganversagen reichen können oder Blutungen, die zum hämorrhagischen Schock führen können (Bühren et al. 2016, Hirner et al. 2008, Pohlemann et al. 2011A). Eine nicht zufriedenstellende Therapie einer Beckenringverletzung, sei diese Therapie operativ oder konservativ, kann zu bleibenden Instabilitäten des Ringgefüges führen, zur frühzeitigen Arthrose der Sakroiliakgelenke oder der Symphyse und zu Beckenschiefstellungen mit möglicher Beinlängendifferenz (Bühren et al. 2016, Hirner et al. 2008). Durch Symphysenrupturen kann es zu einem Ausriss der Sehne des Musculus rectus abdominis

kommen (Bühren et al. 2016, Del Frari et al. 2008, Pohlemann et al. 1999). Dieser vertikal verlaufende, zur Bauchmuskulatur gehörende, Muskel setzt am oberen Ast des Os pubis und an den Bändern der Symphyse an. Ein Sehnenaustriss oder eine fehlgeschlagene Refixation nach der operativen Versorgung kann zu Bauchwandhernien führen (Bühren et al. 2016, Del Frari et al. 2008, Luijendijk et al. 1997, Pohlemann et al. 1999, Pohlemann et al. 2011A, Rubel et al. 2002). Außerdem kann es, bei ausbleibender Ausheilung des Frakturspaltes, zur Bildung eines sogenannten Falschgelenkes (Pseudarthrose) kommen (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Hirner et al. 2008). Dies führt zur Schmerzpersistenz und geringerer Belastbarkeit und macht einen oder gegebenenfalls mehrere Folgeeingriffe notwendig (Culemann et al. 2014, Hirner et al. 2008). Durch die eingeschränkte Mobilität des Patienten steigt außerdem das Risiko für venöse Thrombosen und daraus entstehende Lungenarterienembolien (Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014). Nervenschäden können Sensibilität und Motorik der unteren Extremität, aber auch Miktion, Defäkation und die sexuelle Funktionalität beeinflussen (Bühren et al. 2016, Collinge et al. 2009, Culemann et al. 2003B, Hirner et al. 2008, Pohlemann et al. 1996C, Pohlemann et al. 2011A). Wundheilungsstörungen nach offenen Frakturen oder nach der operativen Versorgung zählen zu den lokalen Komplikationen (Bühren et al. 2016).

Bei der operativen Versorgung einer Open Book- Verletzung können spezifische Komplikationen auftreten (Hirner et al. 2008). Beim Zugang zu den knöchernen Strukturen des Beckens kann es zur Verletzung räumlich naheliegender Strukturen, Nerven im kleinen Becken oder der Harnblase, kommen (Grifka et al. 2013, Hirner et al. 2008, Jain et al. 2017, Pohlemann et al. 2011A, Rubel et al. 2002). Des Weiteren können zu lange Schrauben, die den Knochen überragen, die Urethra oder den Samenstrang beziehungsweise die Vagina affektieren (Hirner et al. 2008, Pohlemann et al. 2011A). Die eingebrachten Platten und Schrauben können sich im Verlauf lockern oder brechen, was ebenfalls eine häufige Komplikation der operativen Versorgung darstellt (Collinge et al. 2012, Eastman et al. 2016, Hirner et al. 2008, Moed et al. 2012, Morris et al. 2012, Pohlemann et al. 2011A). Collinge et al. zeigten dass bei 75 % der Patienten mit Beckenringverletzung Typ B oder Typ C in Röntgenkontrollen ein Implantatversagen in Form von Lockerung der Schrauben, Bruch der Schrauben oder Bruch der Platte feststellbar waren. 93 % dieser betroffenen Patienten zeigten, verglichen mit den direkt postoperativ angefertigten Röntgenbildern, in späteren Kontrollen eine Verbreiterung der transsymphysären Zone. So gab es sieben Patienten deren Symphysen sich im Verlauf um 1cm und mehr geweitet hatten. Dennoch wurde lediglich bei einem von

ihnen ein Revisionseingriff erforderlich. Diese Ergebnisse deckten sich laut Collinge et al. mit früheren Studien zu dieser Thematik (Collinge et al. 2012).

Die Prognose der Patienten mit Open Book- Verletzung hängt in der Frühphase vor allem von der korrekten Beurteilung der Beckenringverletzung und den Begleitverletzungen sowie von der Blutungskontrolle ab (Culemann et al. 1997, Culemann et al. 2014, Grifka et al. 2013, Halawi et al. 2016, Kokubo et al. 2017, Pohlemann et al. 2011A, Rommens et al. 2003, Van Loon et al. 2011). Im Langzeitverlauf ist die Prognose abhängig von den funktionellen Ergebnissen der Therapie. Außerdem sind persistierende Schmerzen ein prognostischer Faktor (Culemann et al. 1997, Culemann et al. 2014, Halawi et al. 2016, Pizanis et al. 2013A, Rommens et al. 2003). Laut einer prospektiven, multizentrischen Studie der Arbeitsgruppe Becken waren lediglich 40% der Patienten nach einer Beckenverletzung Typ B völlig schmerzfrei in Nachuntersuchungen. Des Weiteren ermittelte die Arbeitsgruppe, dass mehr als 90% der Patienten mit einer Typ B- Verletzung in radiologischen Nachkontrollen anatomische Heilung aufwiesen, aber lediglich 70% des Typ B- Kollektivs funktionell sehr gute bis gute Ergebnisse zeigten (Pohlemann et al. 1996B). Dies deutet darauf hin, dass die anatomische Rekonstruktion des Beckenrings zwar essentiell für einen Therapieerfolg ist, das Gesamtergebnis aber auch maßgeblich von anderen Faktoren beeinflusst wird (Breuer et al. 2003, Culemann et al. 1997, Halawi et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A). So postulieren Kokubo et al., dass die Langzeitprognose neben der anatomischen Wiederherstellung des Ringverbandes von dem Vorhandensein von Nervenschäden abhängt (Bühren et al. 2016, Grifka et al. 2013, Kokubo et al. 2017, Pohlemann et al. 2011A) und Hauschild et al. ermittelten in ihrer multizentrischen Studie, dass vor allem die Patienten mit begleitenden Weichteilverletzungen eine schlechte Prognose haben (Burkhardt et al. 2015, Hauschild et al. 2008, Pohlemann et al. 2011B). Sie verglichen ein Patientenkollektiv von 1991-1993 (1723 Patienten) mit einem Patientenkollektiv von 1998-2000 (2568 Patienten). Hierbei ist vor allem die Mortalität von 21% bei Patienten mit komplexen Beckentraumata über die Jahre unverändert geblieben, was die Autoren zu dem Schluss führt, dass die peripelvinen Begleitverletzungen die Prognose für den Patienten deutlich verschlechtern (Burkhardt et al. 2015, Hauschild et al. 2008, Pohlemann et al. 1998, Pohlemann et al. 2011A). Einen weiteren Faktor, der die Prognose beeinflusst, untersuchten Katsoulis et al., nämlich den Zeitpunkt der operativen Versorgung (Katsoulis et al. 2006). Sie erstellten einen Überblick über fünf Studien, die frühe und spätere Rekonstruktion des Beckenrings einander gegenüberstellten. Ihr Fazit ist eine frühe definitive Versorgung anzustreben (Goldstein et al. 1986, Halawi et al. 2016, Katsoulis et al. 2006, Matta et al. 1989, Pohlemann et al. 2011A, Sharpe et al. 2016).

Argumente für die frühe Versorgung sind eine frühere Mobilisation der Patienten mit einem geringeren Risiko für Druckulzera und venöse Thrombosen und eine geringere Wahrscheinlichkeit für nosokomiale Infektionen oder Besiedlung mit multiresistenten Keimen. Außerdem beeinflusst die Bildung von Narbengewebe, das mit zunehmender Wartezeit immer stärker ausgebildet wird, die Rekonstruktion des Beckenrings und macht eine exakte anatomische Wiederherstellung schwieriger (Katsoulis et al. 2006).

Aufgrund der Komplexität des Beckenrings und dessen Versorgung, sowie der zahlreichen Faktoren, die die Prognose der Patienten beeinflussen, ist die Behandlung von Beckenringverletzungen die Domäne von spezialisierten Zentren und von Krankenhäusern der Maximalversorgung (Culemann et al. 2014)

## **3.3 Osteosynthesetechnik**

### **3.3.1 Aktueller Stand der operativen Therapie von Open Book-Verletzungen**

#### **3.3.1.1 Interne Stabilisierung- Plattenosteosynthese**

Als Standardtherapie von Open Book- Verletzungen gilt derzeit die offene Reposition und anschließende Plattenosteosynthese der Symphyse (Bühren et al. 2016, Cano- Luis et al. 2012, Culemann et al. 2014, Henne- Bruns et al. 2012, Herren et al. 2016, Hirner et al. 2008, Lange et al. 1985, Meißner et al. 1998, Mückley et al. 2008, Olerud et al. 1984, Pizanis et al. 2013A, Pohlemann et al. 1994, Yao et al. 2015).

Der Patient wird in Rückenlage operiert und der Zugang erfolgt, bei alleiniger Versorgung der Symphysensprengung, über einen sogenannten Pfannenstielschnitt, einer Querinzision etwa einen Querfinger oberhalb der tastbaren Tubercula pubica (Breuer et al. 2003, Herren et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A, Thannheimer et al. 1965). Liegen zusätzliche intrabdominelle Begleitverletzungen vor, die operativ versorgt werden müssen, erfolgt der Zugang zur Symphyse im Anschluss an die Laparotomie durch Erweiterung der medialen Längsinzision nach distal (Pohlemann et al. 2011A). Nach der Präparation bis auf die Faszie des Musculus rectus abdominis wird die Linea alba aufgesucht und in Längsrichtung gespalten. Die beiden Bäuche des Muskels werden jeweils nach lateral geschoben, um den Symphysenspalt zugänglich zu machen (Herren et al. 2016, Pohlemann et al. 1999). Um eine Verletzung der Harnblase beim Zugang zu den knöchernen Strukturen zu vermeiden, wird die Region hinter der Symphyse stumpf weiter präpartiert (Herren et al. 2016, Pohlemann et al. 1999). Zur vollständigen Übersicht über das Operationsgebiet wird die Harnblase mit einem Spatel nach dorsal gedrückt und die Bäuche des Musculus rectus abdominis mittels spitzen Hohmann-Hebeln nach lateral weggehalten (Herren et al. 2016, Pohlemann et al. 1999).

Im Anschluss daran erfolgt die Reposition der Symphyse mit Hilfe einer spitzen Repositionszange, die von ventral auf die Schambeinäste aufgesetzt wird (Breuer et al. 2003, Herren et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A). Gelingt die Reposition auf diese Weise nicht, kann alternativ die Repositionszange an den oberen medialen Bereichen der Foramina obturatoria angesetzt werden (Herren et al. 2016, Pohlemann et al. 1999). Bei der Reposition

ist darauf zu achten, dass möglichst kein „Höhenversatz“ (Pohlemann et al. 1999) zwischen den beiden Schambeinästen besteht. Um einen bestehenden „Höhenversatz“ (Pohlemann et al. 1999) zu beheben kann es hilfreich sein das Bein der verletzten Seite nach innen zu rotieren oder mit der Repositionszange eine Rotationsbewegung zu vollziehen (Herren et al. 2016, Pohlemann et al. 1999). In einigen Fällen ist es nicht möglich mit der Repositionszange einen „Höhenversatz“ (Pohlemann et al. 1999) vollständig zu beheben. Dann lässt sich, unter der Voraussetzung, dass die Schrauben stabil im Knochen verankert werden können, über das Anziehen der Schrauben erst die vollständige Reposition erreichen (Herren et al. 2016, Pohlemann et al. 1999).

Die Platte wird von kranial auf die Schambeinäste positioniert (Pohlemann et al. 2011A). Laut Pohlemann et al. ist für eine genügende Stabilität der Osteosynthese ausschlaggebend, dass die Platte hinter dem Tuberculum pubicum und damit hinter dem Ansatz des Musculus rectus abdominis platziert wird (Pohlemann et al. 1998). Diese Lage erlaubt einen möglichst langen intraosseeären Verlauf der Schrauben und sorgt so für eine sichere Verankerung der Schrauben im Knochen (Pohlemann et al. 1998). Außerdem ist bei der Positionierung der Platte darauf zu achten, dass sie mittig zum Liegen kommt in Bezug zum Discus interpubicus. Den Übergang zwischen Faserknorpel und Knochen zu erkennen ist gerade bei jungen Patienten nicht immer eindeutig. Hier empfiehlt es sich den Knorpel- Knochen- Übergang mit einem dünnen Kirchnerdraht zu palpieren (Herren et al. 2016, Pohlemann et al. 1999). Liegt die Platte zentriert kann mit dem Bohren der Schraubenkanäle begonnen werden. Um die Bohrrichtung zu optimieren wird der Zeigefinger hinter der Symphyse platziert (Breuer et al. 2003, Pohlemann et al. 1998). So kann einerseits der Übergang zwischen Discus interpubicus und dem Os pubis und andererseits die innere Kortikalis des Corpus ossis pubis erfüllt werden (Pohlemann et al. 1998). Anschließend werden die Schrauben eingebracht, wobei die medialen Schrauben als Zugschrauben parallel zur Symphyse und die lateralen Schrauben schräg in Richtung auf die Spitze der medialen Schrauben eingebracht werden (Herren et al. 2016, Pohlemann et al. 1999). Die Positionierung der Platte, das Bohren der Schraubenkanäle und das Einbringen der Schrauben erfolgen unter Röntgenkontrolle, um die optimale Lage der Implantate und damit eine erfolgreiche Therapie sicherzustellen (Herren et al. 2016).

Im Anschluss erfolgt der Wundverschluss, bei dem vor allem die Refixation des Musculus rectus abdominis zu beachten ist (Herren et al. 2016, Pohlemann et al. 1999). Im Rahmen einer Symphysensprengung kann die Sehne des Muskels an ihrem Ansatz am Tuberculum pubicum des Os pubis teilweise einreißen oder auch komplett abreißen beziehungsweise wird

es auch intraoperativ beim Zugang zur Symphyse manchmal notwendig die Sehne einzukerben. Um eine Hernienbildung zu vermeiden ist es deshalb wichtig den Ansatz des Muskels am Os pubis wiederherzustellen und die beiden Muskelbäuche in der Linea alba zu vernähen (Bühren et al. 2016, Del Frari et al. 2008, Herren et al. 2016, Pohlemann et al. 1999). Am Ende komplettieren Subkutannähte und die Hautnaht den Wundverschluss (Herren et al. 2016, Pohlemann et al. 1999).

### 3.3.1.2 Plattensysteme

Da die Plattenosteosynthese der Symphyse der Goldstandard der Therapie der Open Book-Verletzung ist, wurden die anfangs verwendeten universell einsetzbaren Plattensysteme weiterentwickelt, so dass dem Operateur heutzutage verschiedene Systeme zur Verfügung stehen (Mückley et al. 2008 Pizanis et al. 2013A).

*4- Loch DCP (Dynamic Compression Plate), 4,5mm Großfragment, Stahl:* Standardsystem zur Versorgung der Symphysensprengung, bestehend aus einer 4- Loch- Stahlplatte, die mit vier Kortikalisschrauben besetzt wird. Entscheidend an diesem System ist der DC- Effekt, durch den eine interfragmentäre Kompression aufgebaut wird (Henne- Bruns et al. 2012, Pizanis et al. 2013A). Die beiden medialen Schraubenlöcher der Platte sind längsoval und ermöglichen so ein lateral- exzentrisches Bohren der Schraubenkanäle (Henne- Bruns et al. 2012). Bringt man nun die medialen Schrauben in den Knochen ein und zieht diese fest entsteht eine Bewegung zwischen Knochen und Platte, da sich die medialen Schrauben aufeinander zubewegen. Dies bewirkt eine Kompression im Frakturspalt. Pizanis et al. zeigten, dass das Einbringen der lateralen Schrauben die, mit den medialen Schrauben erreichte, Kompressionskraft verringert (Pizanis et al. 2013A). Dieser Effekt erklärt sich dadurch, dass durch das Einbringen der lateralen Schrauben der Knochen in Richtung Platte gezogen wird und demnach an der, der Platte gegenüberliegenden Seite, die Symphyse auseinander bewegt wird, was die Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt verringert (Pizanis et al. 2013A). Pizanis et al. empfehlen daher ein zentrales Anbiegen der 4- Loch DC- Platten, da sie in einer Studie zeigen konnten, dass ein zentrales Anbiegen der Platten um 10° die Kompressionskraft und die Kontaktfläche im Symphysenspalt verbessert (Henne et al. 1985, Pizanis et al. 2013A, Schandelmaier et al. 1997).

*6- Loch SC- LP (Symphysis Compression- Locking Plate), 3,5mm Kleinfragment, Stahl:* Dieses Plattensystem ist eine Weiterentwicklung der 4- Loch DC- Platte (Henne- Bruns et al. 2012), bestehend aus einer 6- Loch- Stahlplatte, die mit zwei medialen Kortikalisschrauben und vier lateralen winkelstabilen Schrauben besetzt werden kann (Pizanis et al. 2013A). Diese Platte ist speziell für die Versorgung der Symphyse konzipiert und deshalb gebogen, um sich an die natürliche Krümmung der Schambeinäste anzupassen (Mückley et al. 2008). Die

beiden medialen Schraubenlöcher verfügen, wie die der 4- Loch DC- Platte, über einen DC-Effekt. Die vier lateralen Löcher können wahlweise mit Kortikalisschrauben oder winkelstabilen Schrauben besetzt werden. Ein zentrales Anbiegen der Platte um  $10^\circ$  optimiert die Kompressionskraft der Osteosynthese (Henne et al. 1985, Henne- Bruns et al. 2012, Pizanis et al. 2013A, Schandelmaier et al. 1997).

*6- Loch SLP (Symphyseal Locking Plate), 3,5mm Kleinfragment, Stahl:* Plattensystem bestehend aus einer 6- Loch LC- Platte, die mit sechs winkelstabilen Schrauben besetzt wird (Henne- Bruns et al. 2012, Pizanis et al. 2013A). Das System wurde speziell für die Versorgung der Symphyse konstruiert. Die Platte ist, wie die 6- Loch LCDC- Platte, gebogen (Mückley et al. 2008). Winkelstabile Schrauben besitzen ein zusätzliches Gewinde im Schraubenkopf, über das die Schraube in der Platte winkelstabil verankert wird (Claes et al. 2004, Henne- Bruns et al. 2012, Wagner et al. 2010, Wolter et al. 2006). Die Kraft verteilt sich dadurch über die gesamte Länge des intraosseären Gewindes (Wolter et al. 2006), dies führt zu einer geringeren Kompression zwischen der Platte und der Knochenoberfläche und schont dadurch die Durchblutung des Periosts (Claes et al. 2004, Henne- Bruns et al. 2012, Hirner et al. 2008, Wagner et al. 2010, Wolter et al. 2006). So erhält das System die Reposition, baut aber keine interfragmentäre Kompression auf (Claes et al. 2004).

In einer Vorstudie zeigte sich die Überlegenheit der zentral um  $10^\circ$  angebogenen Plattensysteme mit DC- Effekt im Hinblick auf die Kompressionskraft im Symphysenspalt und weiterhin die Vorteile einer anatomisch geformten Platte hinsichtlich der homogeneren Kontaktfläche zeigen (Pizanis et al. 2013A). Sie empfehlen somit die 6- Loch LCDC- Platte, die diese Attribute in sich vereint, zur Versorgung einer Symphysensprengung (Pizanis et al. 2013A). Grimshaw et al. untersuchten 12 osteoporotische Humanpräparate und simulierten eine Open Book- Verletzung, die sie mit einer 3,5mm anatomisch gebogenen 6- Loch Platte versorgten und dazu in sechs Fällen Kortikalisschrauben und in sechs Fällen winkelstabile Schrauben verwendeten. Sie verglichen die beiden Gruppen unter zyklischer Belastung und konnten am Ende ihrer Studie keine Vorteile der winkelstabilen Osteosynthese feststellen (Grimshaw et al. 2012). Moed et al. publizierte sechs Fälle von Implantatversagen bei winkelstabiler Osteosynthese der Symphysensprengung (Moed et al. 2012). Drei Fälle wiesen einen Versagensmechanismus auf, den man bei nicht- winkelstabilen Osteosynthesen ebenfalls beobachten kann. Von den drei anderen Fällen ließ sich einer auf einen technischen Fehler des Operateurs zurückführen. Die beiden verbleibenden Fälle ließen sich laut Moed et

al. auf speziell winkelstabile Versagensmechanismen zurückführen, nämlich Ausrisse des Platte- Schrauben- Konstrukts und Schraubenversagen an der Verbindungsstelle zwischen Platte und Schraube (Moed et al. 2012). So folgern Moed et al., dass winkelstabile Plattenosteosynthesen sowohl nicht- winkelstabilen Versagensmechanismen unterliegen, als auch denen, die man speziell bei winkelstabilen Plattenosteosynthesen sieht (Moed et al. 2012).

Somit gibt es auch weiterhin keine eindeutige Empfehlung welches Plattensystem zu bevorzugen ist und die Entscheidung für ein und gegen ein anderes System unterliegt dem Operateur, wobei vor allem dessen eigene Erfahrungen und Routine in der Verwendung eines speziellen Systems ausschlaggebend sind (Moed et al. 2012, Mückley et al. 2008, Pizanis et al. 2013A, Wagner et al. 2010).

### 3.3.1.3 Externe Stabilisierung- Fixateur externe

In der Notfalltherapie ist aufgrund von Begleitverletzungen eine definitive Versorgung mittels Plattenosteosynthese der Open Book- Verletzung oft nicht möglich (Burkhardt et al. 2005, Bühren et al. 2016, Pohlemann et al. 2011A, Seekamp et al. 2004). Dann ist ein zweizeitiges Vorgehen die Therapie der Wahl. Der Beckenring wird temporär mittels Fixateur externe stabilisiert und einige Tage später offen reponiert und mit einer Plattenosteosynthese definitiv versorgt (Ben- Menachem et al. 1991, Burkhardt et al. 2005, Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Gylling et al. 1985, Kellam et al. 1989, Maurer et al. 2003, Palmer et al. 1997, Pohlemann et al. 2011A, Seekamp et al. 2004).

Der Patient wird in Rückenlage gelagert und das Bein der verletzten Seite beweglich abgedeckt, um durch Innenrotation den Schluss des Beckenrings zu erleichtern (Gänsslen et al. 2005, Schweigkofler et al. 2008). Zur besseren Orientierung werden die beiden Beckenkämme und die Symphyse nicht mitabgedeckt (Pohlemann et al. 2011A). Danach werden die Femoralgefäße anhand des Pulses der Arteria femoralis ertastet und mit einem Stift angezeichnet, um die großlumigen Gefäße nicht intraoperativ zu verletzen (Gänsslen et al. 2005, Pohlemann et al. 2011A). Sind diese Vorbereitungen getroffen wird auf beiden Seiten die, unter der Haut tastbare, Spina iliaca anterior superior des Os ilium aufgesucht. Etwa zwei Querfinger distal und medial der Spina iliaca anterior superior setzt man auf beiden Seiten einen kleinen Hautschnitt und präpariert von dort ausgehend stumpf auf die Spina iliaca anterior inferior des Os ilium (Gänsslen et al. 2005, Pohlemann et al. 2011A, Schweigkofler et al. 2008). Laut Gänsslen et al. soll bei der Platzierung der Inzision das Ausmaß der Beckenfehlstellung berücksichtigt werden, um nach der Reposition keine „Weichteilspannung“ (Gänsslen et al. 2005) zu erzeugen.

Hat man bis auf die Spina iliaca anterior inferior präpariert wird auf beiden Seiten eine supraacetabuläre Schanz- Schraube gesetzt (Gänsslen et al. 2005, Pohlemann et al. 2011A, Schweigkofler et al. 2008, Thannheimer et al. 1965). Supraacetabulär und parallel zur Linea terminalis gibt es im Os ilium einen Knochenkorridor, der ausreichend breit zur Verankerung der Schanz- Schrauben ist (Gänsslen et al. 2005, Maurer et al. 2003, Mückley et al. 2008). Knapp über der Spina iliaca anterior inferior ist der optimale Eintrittspunkt der Schrauben, die von dort aus etwa 20° nach kranial und 30° nach medial in Richtung auf die Sakroiliakalgelenke eingebracht werden (Gänsslen et al. 2005, Pohlemann et al. 2011A, Schweigkofler et al. 2008). Laut Pohlemann et al. empfiehlt es sich vom Eintrittspunkt aus

einige Zentimeter vorzubohren, so dass die Schanz- Schrauben nicht an der Spina iliaca anterior inferior abrutschen können (Pohlemann et al. 2011A). Anschließend werden die Schrauben bis zum sicheren Halt im Knochen eingedreht. Das Einbringen der Schanz- Schrauben erfolgt unter Röntgenkontrollen, um die optimale Lage der Schrauben zu gewährleisten (Gänsslen et al. 2005, Schweigkofler et al. 2008).

Sind die beiden Schanz- Schrauben im Knochen verankert wird die geschlossene Reposition der Fraktur vollzogen, dabei kann das Bein der verletzten Seite innenrotiert werden oder die Schanz- Schraube im Beckenknochen der verletzten Seite zur Hilfe genommen werden (Gänsslen et al. 2005). Die Reposition wird dann durch eine gebogene Karbonstange zwischen den beiden Schanz- Schrauben fixiert (Gänsslen et al. 2005). Abschließend werden die Hautdurchtritte der Schanz- Schrauben überprüft und bei zu viel Spannung auf den Weichteilen werden die Hautinzisionen ein letztes Mal angepasst und dann steril verbunden (Gänsslen et al. 2005).

Mit der Stabilisierung durch den Fixateur externe können die Patienten unter Teilbelastung der verletzten Seite mobilisiert werden (Ben- Menachem et al. 1991, Gänsslen et al. 2005, Stein et al. 2015). Die definitive Therapie der Open Book- Verletzung mittels Fixateur externe wird heute dennoch nicht mehr angewandt, da die Symphysensprengung eine lange Ausheildauer von 12- 16 Wochen benötigt (Mückley et al. 2008, Pohlemann et al. 1999) und über diesen langen Zeitraum das Risiko von, durch den Fixateur externe bedingten, Komplikationen ansteigt. Infekte entlang der Schanz- Schrauben nach innen oder sekundäre Dislokationen der Schrauben sind Komplikationen, die durch eine zeitlich begrenzte Therapiedauer mit dem Fixateur externe vermieden werden sollen (Gänsslen et al. 2005, Maurer et al. 2003, Mückley et al. 2008, Schweigkofler et al. 2008).

### 3.3.1.4 Neue Therapieansätze

In den letzten Jahren wurden einige neue, weniger invasive Therapieansätze in Studien untersucht worden, die einen Paradigmenwechsel in der Versorgung von Open Book-Verletzungen bedeuten könnten (Cano- Luis et al. 2012, Osterhoff et al. 2016, Scheyerer et al. 2014, Vaidya et al. 2012).

Cano- Luis et al. publizierten 2012 ein Verfahren zur Reduktion der Symphysenruptur mithilfe von zwei minimalinvasiv eingebrachten gekreuzten Schrauben (Cano- Luis et al. 2012). Sie führten dazu eine Studie an fresh frozen Humanbecken durch und verglichen die dreidimensionalen Bewegungen des Beckenringgefüges unter Belastung bei intaktem Beckenring, bei einer simulierten Open Book- Verletzung und bei einer mit zwei gekreuzten Schrauben versorgten Open Book- Fraktur. Dazu verwendeten sie 5 Sensorpaare, deren Verschiebungen und Rotationen relativ zueinander aufgezeichnet wurden. Sie konnten feststellen, dass signifikante Unterschiede zwischen den frakturierten und intakten Beckenringgefügen bestanden, jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den intakten und den mit gekreuzten Schrauben versorgten Beckenmodellen. Dies führte sie zu dem Schluss, dass die Versorgung der Open Book- Verletzung mittels gekreuzter Schrauben eine Alternative zur Plattenosteosynthese darstellen könnte (Cano- Luis et al. 2012).

Chen et al. führten 2013 eine klinische Studie an 21 Patienten mit Symphysensprengung durch. Sie nutzen ein dynamisches System, welches erfolgreich als Ersatz des vorderen Kreuzbandes eingesetzt wird, das Endobutton CL- System (Chen et al. 2013). Es zeigte sich kein Implantatversagen und lediglich ein Fall von Fehlreposition. Basierend auf ihren Ergebnissen postulieren Chen et al., dass auch die Endobutton-Technik eine mögliche weniger invasive Methode zur Versorgung von Symphysenrupturen darstellen kann (Chen et al. 2013).

Scheyerer et al. veröffentlichten 2014 eine Studie zur Versorgung von Beckenringverletzungen mit dem sogenannten „Infix“, einem System, das in seinem Aufbau dem Fixateur externe gleicht, nur dass sowohl die Schanz- Schrauben, als auch der Verbindungsstab subkutan zu liegen kommen (Scheyerer et al. 2014). Die Studie umfasste 4 Fälle von Verletzungen des vorderen Beckenrings, die mithilfe des „Infix“ osteosynthetisch versorgt wurden. In postoperativen Röntgenkontrollen konnten sie vollständige Frakturheilung und keine sekundären Reduktionsverluste feststellen. Daraus schlussfolgerten sie, dass der „Infix“ eine neue Alternative zur Versorgung des vorderen Beckenrings darstellt,

die hinsichtlich der Weichteilschonung und vereinfachten Pflege und Mobilisation des Patienten Vorteile gegenüber der Plattenosteosynthese bietet (Scheyerer et al. 2014).

Auch Osterhoff et al. entwickelten 2016 ein neues weniger invasives Verfahren zur Stabilisierung der Open Book- Verletzung, den sogenannten „Symfix“ (Osterhoff et al. 2016). Dafür nutzten sie einen, für die Versorgung von Wirbelkörperfrakturen etablierten, Fixateur interne und verglichen dessen Repositionsfähigkeiten mit denen einer Plattenosteosynthese. Sie versorgten Kunststoffbecken mit den beiden Osteosyntheseverfahren und ermittelten die dreidimensionalen Verschiebungen mithilfe einer optoelektronischen Kamera und errechneten daraus die Steifigkeit des Gefüges. Die Studie zeigte, dass der „Symfix“ im Vergleich mit der Plattenosteosynthese eine vergleichbare Steifigkeit des Beckenrings bei ähnlich kleinen Verschiebungen erzeugte (Osterhoff et al. 2016).

Dies sind Beispiele für Forschungen und Publikationen zur Entwicklung neuer, weniger invasiver Verfahren zur Versorgung der Open Book- Verletzungen. Allen gemein sind die vergleichbaren Repositionsfähigkeiten der neuen Osteosyntheseverfahren im Vergleich mit der etablierten Plattenosteosynthese und die zusätzlichen Vorteile bezüglich der Weichteilschonung. Diese erfolgversprechenden Aussichten verdeutlichen eindrücklich die Forderung nach weiteren Studien auf diesem Gebiet, um die Vorteile der neuen Verfahren zu untermauern und einen neuen Goldstandard in der Versorgung von Open Book- Verletzungen etablieren zu können.

## 4 Problemstellung

Wie aus Kapitel 3.3 Osteosynthesetechnik und dessen Unterkapiteln ersichtlich wird, gibt es verschiedene Möglichkeiten der operativen Versorgung von Open Book- Verletzungen.

Zwar gilt die offenen Reduktion und Plattenosteosynthese als Therapiestandard ((Bühren et al. 2016, Cano- Luis et al. 2012, Culemann et al. 2014, Henne- Bruns et al. 2012, Herren et al. 2016, Hirner et al. 2008, Lange et al. 1985, Meißner et al. 1998, Mückley et al. 2008, Olerud et al. 1984, Pizanis et al. 2013A, Pohlemann et al. 1994, Yao et al. 2015)), aber gibt es keine eindeutige Evidenz welches der verschiedenen Plattensysteme überlegen und damit zu bevorzugen ist. So beruht die Entscheidung für beziehungsweise gegen eines der Plattensysteme vor allem auf den Präferenzen des Operateurs und weniger auf wissenschaftlich reproduzierbaren Erkenntnissen (Moed et al. 2012, Mückley et al. 2008, Pizanis et al. 2013A, Wagner et al. 2010). Neben Weiterentwicklungen der Plattensysteme haben in jüngster Vergangenheit auch minimalinvasive Versorgungssysteme Einzug in die Forschung gehalten (Cano- Luis et al. 2012, Osterhoff et al. 2016, Scheyerer et al. 2014, Vaidya et al. 2012). Einige Studien konnten hier vergleichbare Repositionsfähigkeiten der neuen minimalinvasiven Therapieansätze zeigen (Osterhoff et al. 2016, Scheyerer et al. 2014). Zudem ermöglichen diese Verfahren kleinere, gewebeschonendere Zugangswege und damit potentiell kürzere Operationszeiten und weniger Komplikationen.

Weitere Studien sind notwendig, um die vielversprechenden minimalinvasiven Systeme mit etablierteren Verfahren vergleichen und eine evidenzbasierte Therapieempfehlung zur operativen Versorgung von Open Book- Verletzungen geben zu können. Keine der bereits publizierten Studien zu minimalinvasiven Versorgungsstrategien von Open Book- Verletzungen konnte hierbei Aussagen über die intrasympysär erzeugte Kompressionskraft oder die interfragmentäre Kontaktfläche treffen.

## 5 Ziel der Arbeit

Das Ziel dieser experimentellen Studie war der biomechanische Vergleich eines etablierten Osteosyntheseverfahrens zur operativen Versorgung von Open Book- Verletzungen der Symphyse mit einem neuen, minimalinvasiven Versorgungssystem. Verglichen wurden dabei die Plattenosteosynthese mittels einer Standard 4- Loch 4,5mm Großfragment Stahlplatte (4,5 Dynamic Compression Plate) mit, einem in der Wirbelsäulenchirurgie etablierten Verfahren, dem Fixateur interne. Ausgewertet wurden dabei die dreidimensionalen Bewegungen im Raum, die interfragmentäre Kontaktfläche, die intrasymphysäre Kompressionskraft inklusive der Lage des Kraftzentrums und dessen Lageänderungen über die Zeit des Versuchsablaufs. Dies geschah vor, während als auch nach Belastung, um folgende Hypothese bewerten zu können:

Die Versorgung mittels Fixateur interne bewirkt eine vergleichbare oder bessere Stabilität des Beckenringgefüges.

Die Versorgung mittels Fixateur interne bewirkt eine vergleichbare oder bessere Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt.

## 6 Material und Methoden

### 6.1 Material

#### 6.1.1 Beckenpräparate

Für diese experimentelle Studie wurden anatomisch korrekte Kunststoffbecken (Modell Nr. 4060, Synbone AG, Malans, Schweiz) verwendet (siehe Abb.1). Die Verwendung dieser Beckenmodelle ermöglicht einerseits eine hohe Vergleichbarkeit der einzelnen Versuche untereinander, da die Kunststoffbecken immer gleiche Maße und Materialeigenschaften aufweisen und macht andererseits eine ausreichend große Stückzahl realisierbar. Auch in anderen Arbeiten wurden bereits vergleichbare Kunststoffbecken erfolgreich eingesetzt (Gardner et al. 2007, Osterhoff et al. 2016, Pizanis et al. 2013A, Schäffler et al. 2014). So wählten Gardner et al. für ihre biomechanische Studie zur Versorgung von Beckenringverletzungen Typ C Synbone Beckenmodelle, da diese laut Gardner et al. die Heterogenität bezüglich Form und Knochenqualität, die bei der Verwendung von Leichenbecken eine Rolle spielt, nicht aufweisen und zusätzlich mechanische Eigenschaften besitzen, die mit denen von menschlichen Knochen vergleichbar sind (Gardner et al. 2007).



**Abb.1: Kunststoffbecken Synbone AG, Modell-Nr. 4060**

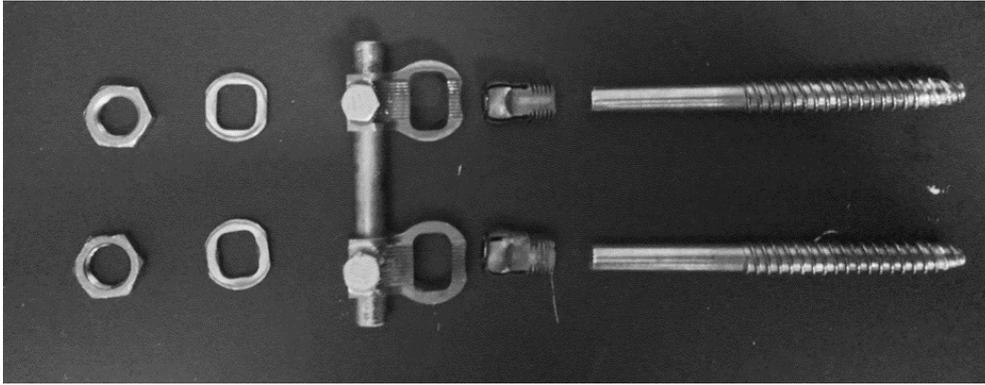
## 6.1.2 Implantate

Die Beckenmodelle wurden für die Versuche in zwei Gruppen unterteilt und die simulierten Open Book- Verletzungen jeweils unterschiedlich versorgt. Die beiden Gruppen wurden auf verschiedene Weisen osteosynthetisch behandelt:

- I. Plattenosteosynthese mit der Standard 4- Loch 4,5mm Großfragment DC- Stahlplatte (DCP, DePuy Synthes Companies, Oberdorf, Schweiz) (siehe Abb. 2)
- II. Osteosynthese mit einem Fixateur interne (USS-fracture, DePuy Synthes Companies, Umkirch, Deutschland) (siehe Abb. 3)



**Abb. 2: Standard 4- Loch 4,5mm Großfragment DC- Stahlplatte (DCP, DePuy Synthes Companies, Oberdorf, Schweiz)**



**Abb. 3: Fixateur interne (USS-fracture, DePuy Synthes Companies, Umkirch, Deutschland)**

Die Plattenosteosynthese wurde mit einer 4- Loch 4,5mm Großfragment DC- Platte durchgeführt. Wie in der Vorstudie beschrieben, wurden die Platten zentral um 10° angebogen, da dies die Kontaktfläche sowie die Kompressionskraft in der Symphyse deutlich verbessert (Hehne et al. 1985, Pizanis et al. 2013A, Schandelmaier et al. 1997). Die medialen Schraubenkanäle wurden lateral- exzentrisch, die lateralen neutral gebohrt und jeweils mit Kortikalisschrauben besetzt.

Zur Osteosynthese mittels Fixateur interne wurde ein System verwendet, das zur dorsalen Stabilisierung von Wirbelkörperfrakturen etabliert ist (Kubosch et al. 2016, Lendemans et al. 2011, Reinhold et al. 2009). Dazu wurden zwei 5mm Schanz- Schrauben parallel zum Symphysenspalt in die beiden Ossa pubis eingebracht und diese über einen 35mm langen und 6mm dicken Querverbindungsstab verbunden.

### **6.1.3 Universal- Prüfmaschine und Zweibeinstandmodell**

Zur biomechanischen Testung der, mit den verschiedenen Implantaten versorgten, Beckenmodelle wurde eine Universal- Materialprüfmaschine (Z020 Nr. 144503, Zwick GmbH&Co.KG, Ulm, Deutschland) verwendet (siehe Abb. 4a). Die Materialprüfmaschine wurde über einen daran angeschlossenen Computer mit zugehöriger Software (testXpert V8.1, Zwick GmbH&Co.KG, Ulm, Deutschland) gesteuert (siehe Abb. 4b). Mit Hilfe der Software konnte ein Prüfungsprotokoll erstellt werden, das bei jedem Beckenmodell in gleicher Weise angewendet wurde (siehe 6.2.3 Versuchsablauf). Laut Herstellerangaben generiert die Universal- Materialprüfmaschine die eingestellten Belastungen mit einer Genauigkeit von  $\pm 0,1$  N.

Wie bereits durch andere Arbeiten etabliert (Cano- Luis et al. 2012, Gorczyca et al. 1996, Grimshaw et al. 2012, Moed et al. 2014, Varga et al. 1995), wurden die Beckenmodelle im Zweibeinstand in der Universal- Materialprüfmaschine platziert (siehe Abb. 4a). An den Kraftaufnehmer der Materialprüfmaschine wurde ein Gelenkkopf einer Hüftgelenksendoprothese (Zimmer Inc., Indiana, USA) angebracht. Aus Zement (Technovit 3040, Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) wurde ein Verbindungsstück gegossen, das auf der einen Seite an den Gelenkkopf am Kraftaufnehmer und auf der anderen Seite an den Wirbelkörper S1 der Kunststoffbecken angepasst war. Das Verbindungsstück konnte auf die Beckenmodelle aufgesetzt werden und war so gegossen, dass der Gelenkkopf am Kraftaufnehmer wie in einer Gelenkpfanne artikulieren konnte.

Auf eine, mit dem Rahmen der Materialprüfmaschine verbundenen Platte, wurden zwei Plexiglasscheiben mit darauf in Plexiglasblöcke eingebetteten bipolaren Hüftgelenksendoprothesen (Zimmer Inc., Indiana, USA) platziert. Die Plexiglasblöcke konnten dabei ohne Widerstand über die Plexiglasscheiben gleiten. Die Komponenten der Hemiprothesen wurden zusammengefügt, so dass Gelenkkopf und Gelenkpfanne verbunden waren. Die Kunststoffbecken wurden zwischen dem Kraftaufnehmer und den beiden Hemiprothesen so ausgerichtet, dass die beiden Spinae iliacae anteriores superiores und die Tubercula pubica in einer Ebene lagen, die senkrecht zur Unterlage war. Diese Position entsprach der physiologischen Kippung des Beckens im aufrechten Stand.

Die Belastungen wurden durch den Kraftaufnehmer der Materialprüfmaschine über den Wirbelkörper S1 auf das Beckenmodell übertragen und die Acetabula der Kunststoffbecken

## Material und Methoden

artikulierten mit den Hemiprothesen, die sich wiederum auf den Plexiglasscheiben frei bewegen konnten.



**Abb. 4:** (a) Becken in der Universal- Materialprüfmaschine im Zweibeinstandmodell, (b) Software zur Universal- Materialprüfmaschine testXpert V8.1

### **6.1.4 Dreidimensionale Bewegungsanalyse**

Zur Analyse der dreidimensionalen Bewegungen der Beckenmodelle wurde ein ultraschallgestütztes Messsystem (Zebris 3D Motion Analyzer, CMS70P, zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland) verwendet, das bereits in anderen biomechanischen Analysen Verwendung fand (Cagnie et al. 2007, Culemann et al. 2007) (siehe Abb. 5a). Mittels eines Sensorpaares bestehend aus Ultraschallsender und Ultraschallempfänger, konnten Raumkoordinaten aufgezeichnet werden. Die Steuerung erfolgte über einen Computer mit einer zugehörigen Software (WinBiomechanics V0.1.9, zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland) (siehe Abb. 5b). Die Sensoren wurden an magnetischen Halterungen fixiert, die mit Schanz- Schrauben an den Beckenmodellen befestigt wurden. Bei der Platzierung der Sensoren musste laut Herstellerangaben darauf geachtet werden, dass der Bereich zwischen den Sensoren frei bleibt und außerdem ein Mindestabstand von 2cm und ein Maximalabstand von 15cm zwischen Sender und Empfänger eingehalten wird. Für die Versuche wurden die Sensoren deshalb an den oberen Schambeinästen, beidseits der Symphyse angebracht.

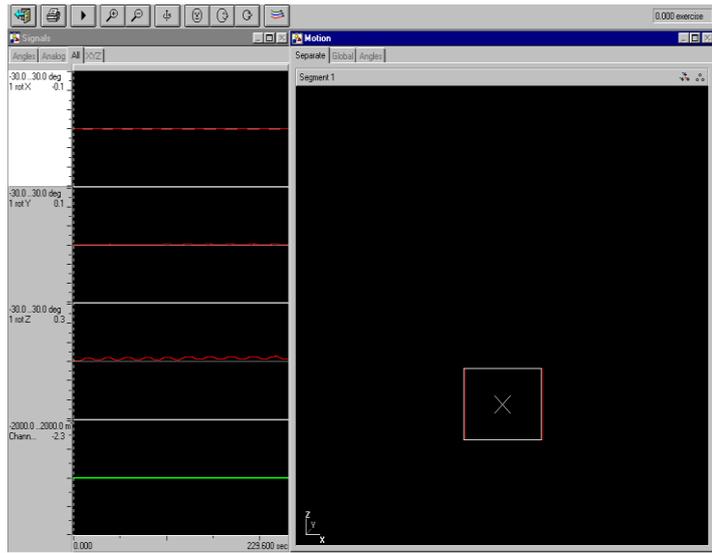
Die Messrate wurde auf 5 MHz festgelegt. Das Auflösungsvermögen des Systems beträgt laut Herstellerangaben  $0,1^\circ$ .

Vor einer Bewegungsanalyse musste eine Kalibrierung des Messsystems durchgeführt werden, um ein Koordinatensystem festzulegen. Dazu wurden die Sensoren an ihre Positionen an den oberen Schambeinästen gebracht und davon ausgehend softwaregeführt die Kalibrierung gemäß Herstellerangaben durchgeführt. Dabei blieb der Ultraschallempfänger an seiner Position und der Ultraschallsender wurde mit einem zum System gehörenden Zeigestift mit definierter Länge zu verschiedenen, von der Software vorgegebenen Punkten geführt um die X-, Y- und Z- Achse zu definieren. Mit den ersten beiden Punkten legte man die Y- Achse fest, durch den dritten Punkt und senkrecht zur bereits festgelegten Y- Achse verlief die X- Achse und schließlich ergab sich die Z- Achse automatisch als Senkrechte zu den beiden vorher durch die drei Punkte definierten X- und Y- Achsen.

In diesem Versuchsaufbau verlief die X- Achse entlang der Transversalachse, also ausgehend von der Symphyse nach rechts und links. Die Y- Achse verlief entlang der Sagittalachse, also ausgehend von der Symphyse nach ventral und dorsal und die Z- Achse verlief ausgehend von der Symphyse nach kranial und kaudal, also entlang der Longitudinalachse.



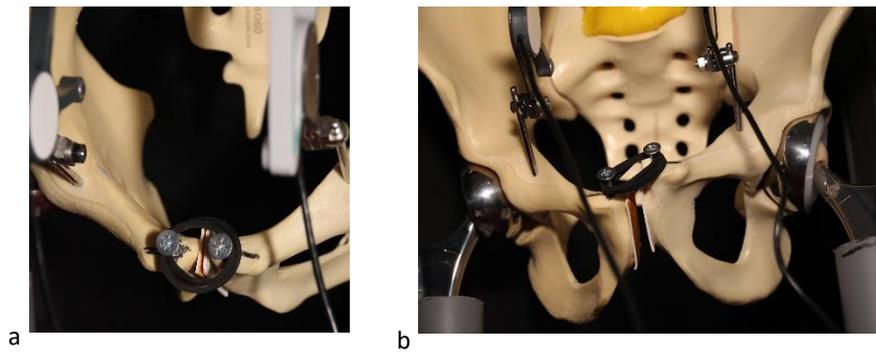
a



b

**Abb. 5: (a) Becken mit angebrachtem Messsystem zur dreidimensionalen Bewegungsanalyse (Zebris), (b) Software zum Messsystem WinBiomechanics V0.1.9**

Zur Validierung des Systems wurde vor der Versuchsreihe eine Testreihe durchgeführt, bei der unversorgte Open Book- Verletzungen nachgestellt wurden (siehe Abb. 6). Dazu wurden die Beckenmodelle mit der simulierten Fraktur (vgl. Kapitel 6.2.1.1 Beckenmodelle) mit zwei Schrauben, die parallel zum Symphysenspalt eingebracht wurden und einem Gummiband (Cornat, TEC380034, 1 1/4", 50x54x3mm, Celle, Deutschland), das locker um die Schraubenköpfe gelegt wurde, versorgt. Dies ermöglichte eine Bewegungsanalyse, wie bei einer noch unversorgten Open Book- Verletzung, da das Gummiband so gewählt wurde, dass es erst bei einer Symphysendiastase von mehr 5cm unter Spannung gerat und so die Bewegung begrenzte. Das Gummiband wurde gewählt, um den Aufklappmechanismus des Beckenmodells zu begrenzen, da sonst der hintere Beckenring der Kunststoffbecken zerrissen wäre.



**Abb. 6: Testreihe mit einem Gummiband. (a) vor der Belastung (b) unter Belastung mit sichtbarer Symphysendiastase**

### **6.1.5 Messsystem im Symphysenspalt**

Für die Messung der Kontaktfläche und Kompressionskraft im Symphysenspalt wurde das I-Scan System (Tekscan Inc., South Boston, USA) verwendet, mit dem es möglich war statische und dynamische Druck- und Kraftmessungen in Echtzeit durchzuführen (Pizanis et al. 2013A) (siehe Abb. 7a). Das I-Scan System besteht aus drei Komponenten: Einem Kraftsensor (Sensor Nr. 5033, Tekscan Inc., South Boston, USA), der Evolution Handle (Tekscan Inc., South Boston, USA) und einer Software (Version 5.9, Tekscan Inc., South Boston, USA).

Der Kraftsensor (Sensor Nr. 5033) ist eine sehr dünne und flexible elektronische Messfolie. Das Messareal setzt sich aus insgesamt 1472 Sensor- Zellen zusammen. Das Messprinzip beruht auf elektrischen Widerständen der einzelnen Sensor- Zellen, wobei sich die Widerstände umgekehrt proportional zur Kraft verhalten. Jeder Zellen- Widerstand wird vermessen und in Relation zu den anderen Zellen- Widerständen gesetzt.

Über die Evolution Handle werden die Messungen der Druckmessfolie auf einen Computer übertragen. Die Messfolie wird in die Evolution Handle eingebracht und diese ist über ein USB- Kabel mit dem Computer verbunden.

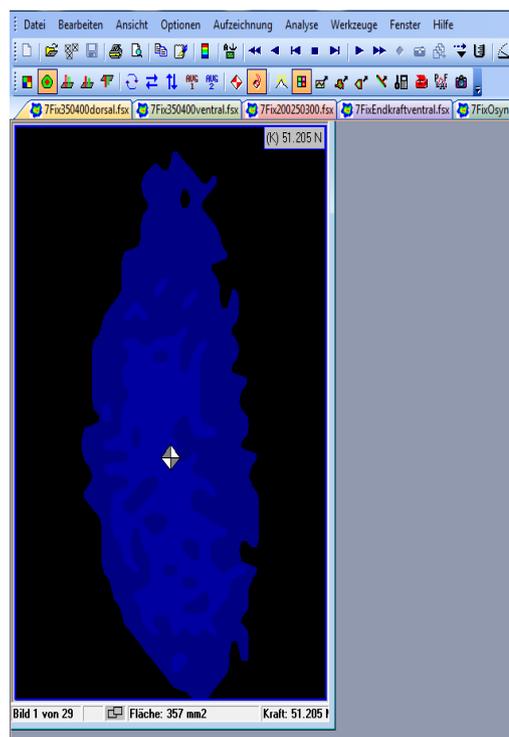
Mithilfe der Software konnten die aufgezeichneten Rohdaten weiterverarbeitet werden (siehe Abb. 7b). So konnte man Diagramme und Kurven erstellen oder Messsequenzen zur weiteren Analyse als Filme abspeichern. Die Software ermöglicht außerdem eine Kalibrierung des Kraftsensors, so dass die ermittelten Rohdaten der Kompressionskraft in Newton angegeben werden konnten.

Tekscan- Systeme konnten bereits in mehreren biomechanischen Studien erfolgreich eingesetzt werden (Davitt et al. 2001, Gardner et al. 2007, Momberger et al. 2000, Niosi et al. 2008, Pizanis et al. 2013A, Pizanis et al. 2013B). Und auch die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Messergebnisse wurden durch einige Testungen bestätigt (Bachus et al. 2005, Brimacombe et al. 2009, Harris et al. 1999, Wilson et al. 2003).

## Material und Methoden



a



b

**Abb. 7: (a) Becken mit einliegendem Messsystem im Symphysenspalt (I- Scan), (b) Software zum Messsystem Tekscan Ink Version 5.9**

## 6.2 Methodik

### 6.2.1 Vorbereitung

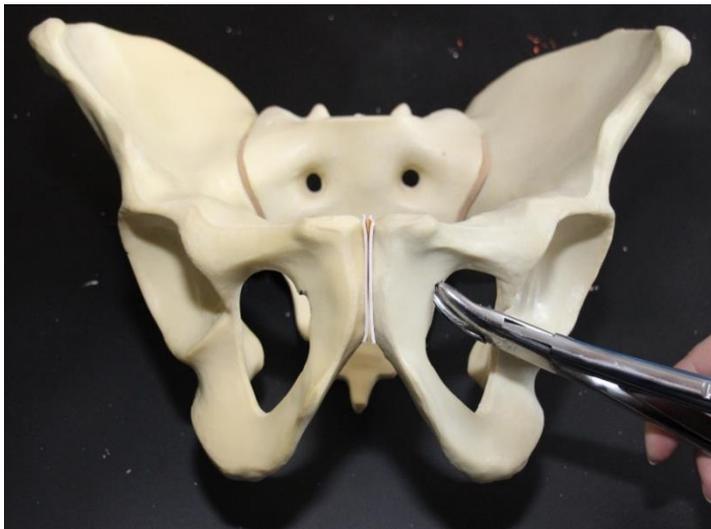
#### 6.2.1.1 Beckenmodelle

An den Beckenmodellen (Modell Nr. 4060, Synbone AG, Malans, Schweiz) wurde eine Verletzung Typ 61- B1.1 (Open Book- Verletzung) nach AO- Klassifikation simuliert (vgl. 3.2.4 Die Open Book- Verletzung). Dazu wurde ventral die Kunststoffscheibe entfernt, die am intakten Modell dem Discus interpubicus entsprach, um eine Symphysenruptur herzustellen. Um die Reste des zerrissenen Discus interpubicus nachzuempfinden wurde an beiden Facies symphysialis der Ossa pubis jeweils eine 1mm dicke Schicht Polyurethan (Artikel- Nr. 55740-01, Tesa SE, Beiersdorf AG, Hamburg) befestigt, analog zu einer Studie von Pizanis et al., die sich für dieses Material entschieden haben, da es ein ähnliches Elastizitätsmodul aufweist wie Bandscheiben (Riches et al. 2002), die mit dem Discus interpubicus vergleichbar sind (Becker et al. 2010, Fick et al. 1904, Luschka et al. 1864, Pizanis et al. 2013A). Zusätzlich wurden dorsal an beiden Sakroiliakalgelenken die sie fixierenden Schrauben entfernt und außerdem auf die ventralen Sakroiliakalfugen gelockert, um die Zerreißung der ventralen Anteile des sakroiliakalen Bandapparates zu simulieren (siehe 6.1.1 Beckenpräparate).

Um die Reposition der erzeugten Open Book- Verletzungen standardisiert durchführen zu können, wurden die Beckenmodelle mithilfe einer selbst angefertigten Schablone in der Frontalebene auf Höhe der Hälfte der Längsausdehnung der Symphyse (Pizanis et al. 2013A) markiert (siehe Abb. 8). Dann wurde das Os pubis entlang der Markierung ausgehend vom Foramen obturatum mit einem Luer eingekerbt (siehe Abb. 9). Dies ermöglichte eine standardisierte Position der Repositionszange während der Osteosynthese der Symphysensprengungen.



**Abb. 8: Becken mit anliegender Schablone zur standardisierten Positionierung der Repositionszange**



**Abb. 9: Einkerbung mit dem Luer zur standardisierten Positionierung der Repositionszange**

In einer Vorarbeit zur Versorgung der Open Book- Verletzung (Pizanis et al. 2013A) führten Pizanis et al. Scans der Symphysenoberflächen der Synbone- Becken (Modell Nr. 4060, Synbone AG, Malans, Schweiz) durch. Mithilfe eines Vermessungsprogrammes (Image J, NIH, USA) konnten sie die maximale Kontaktfläche der Symphyse ermitteln, die im Durchschnitt 440mm<sup>2</sup> betrug. Des Weiteren setzten sie die Kontaktfläche in Relation zur Kompressionskraft durch eine Weber- Zange und erstellten aus den ermittelten Daten eine Kraft- Wirkungs- Kurve. Anhand dieser Kurve konnte der Wert ermittelt werden, bei dem 85 % der maximalen Kontaktfläche erreicht waren, was 50 N entsprach (Pizanis et al. 2013A). Sie legten also fest, dass mit der Repositionszange eine Kompressionskraft von 50 N erzeugt werden sollte, bevor die Osteosynthese durchgeführt wurde (Pizanis et al. 2013A). Dies ermöglichte einerseits eine stabile Reposition aber andererseits blieb auch genug Spielraum, um Veränderungen unter Belastung messen zu können (Pizanis et al. 2013A). Da sich diese Arbeit auf die Erkenntnisse der Vorstudie aufbauen soll, haben wir diese durch Pizanis et al. ermittelten Werte für unseren Versuchsablauf und unsere Analyse übernommen.

### **6.2.1.2 Implantate**

Wie in Kapitel 3.3.1.2 Verschiedene Plattensysteme und Kapitel 6.1.2 Implantate schon erläutert, wurde die 4- Loch 4,5mm Großfragment DC- Stahlplatte für die Versuche zentral um 10° angebogen, was mithilfe eines digitalen Goniometers (Bevel Box 451, Anyi, Guangxi, China) exakt umzusetzen war. Außerdem wurde die Platte genau in der Mitte mit einer Linie markiert, um sie bei der Osteosynthese mittig über dem Symphysenspalt platzieren zu können.

### **6.2.1.3 I- Scan System**

Der Kraftsensor (Sensor- Nr. 5033, Tekscan Ink., South Boston, USA) musste vor dem ersten Gebrauch konditioniert und kalibriert werden. Dies erfolgte den Herstellerangaben entsprechend. Zur Konditionierung wurde die Folie zwischen zwei, mit Gummi beschichteten, Aluminiumplatten eingespannt und dann mit 120 %, der im Versuch maximal erwarteten Kraft, belastet (Niosi et al. 2008, Pizanis et al. 2013A, Wilson et al. 2003). Dazu wurde die Universal- Materialprüfmaschine (Nr. 144503, Zwick GmbH&Co.KG, Ulm, Deutschland) verwendet, die die Folie zur Konditionierung in fünf Zyklen mit jeweils 600 N belastete. Danach erfolgte eine 2- Punkt- Kalibrierung der Folie mithilfe der I- Scan Software (Version 5.9, Tekscan Ink., South Boston, USA). Hierfür wurde ein Modell der Symphyse erstellt, indem eine Symphysenregion entlang der Ossa pubis von einem Kunststoffbecken abgesetzt und in Zementblöcke (Technovit 3040, Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) eingebettet wurde (siehe Abb. 10). Die Kunststoffscheibe, die am Beckenmodell den Discus interpubicus darstellte, wurde entfernt und man erhielt zwei Zementblöcke mit jeweils einer Facies symphysialis. Zur Kalibrierung wurde nun das Symphysenmodell in die Universal- Materialprüfmaschine eingespannt und die Druckmessfolie, wie während den Versuchen, im Symphysenspalt platziert. Danach konnte die 2- Punkt- Kalibrierung softwaregeführt vollzogen werden. Wie in einer Vorarbeit von Pizanis et al. wurde der Kraftsensor mit 50 N und 500 N belastet (Pizanis et al. 2013A).



**Abb. 10: Symphysemodell**

**Facies symphysealis eingebettet in Zement**

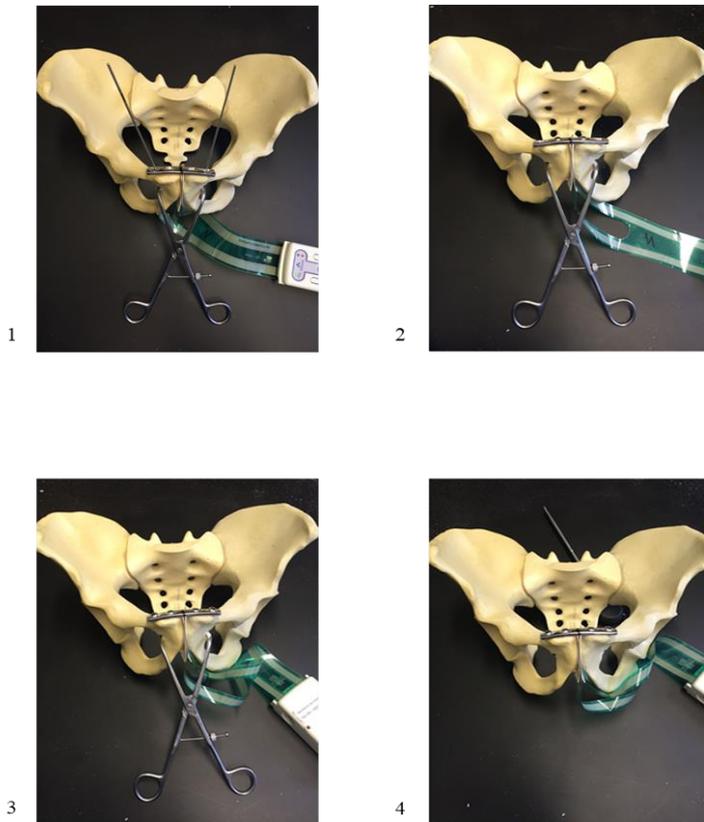
## 6.2.2 Versuchsaufbau

Die Beckenmodelle wurden in zwei Gruppen, welche jeweils acht Becken umfassten (n=8), unterteilt. In einer Gruppe wurden die Open Book- Verletzungen mit der zentral um 10° angebogenen 4- Loch 4,5mm Großfragment DC- Platte versorgt, in der anderen Gruppe wurde der Fixateur interne verwendet.

Die Kunststoffbecken wurden, wie in Kapitel 6.2.1.1 Beckenmodelle beschrieben, vorbereitet. Anschließend wurde der Kraftsensor in den Symphysenspalt gelegt und die Repositionszange an den zuvor mit der Schablone standardisiert platzierten Einkerbungen an den Ossa pubis angelegt. Mit der I- Scan Software konnte eine Echtzeit- Darstellung der Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt aufgezeichnet werden. Dies ermöglichte die Vorspannung von 50 N (vgl. Kapitel 6.2.1.1 Beckenmodelle) mit der Repositionszange exakt zu erzeugen. Nun konnte die Osteosynthese vollzogen werden, während der das I- Scan System die Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt permanent aufzeichnete.

*Plattenosteosynthese:*

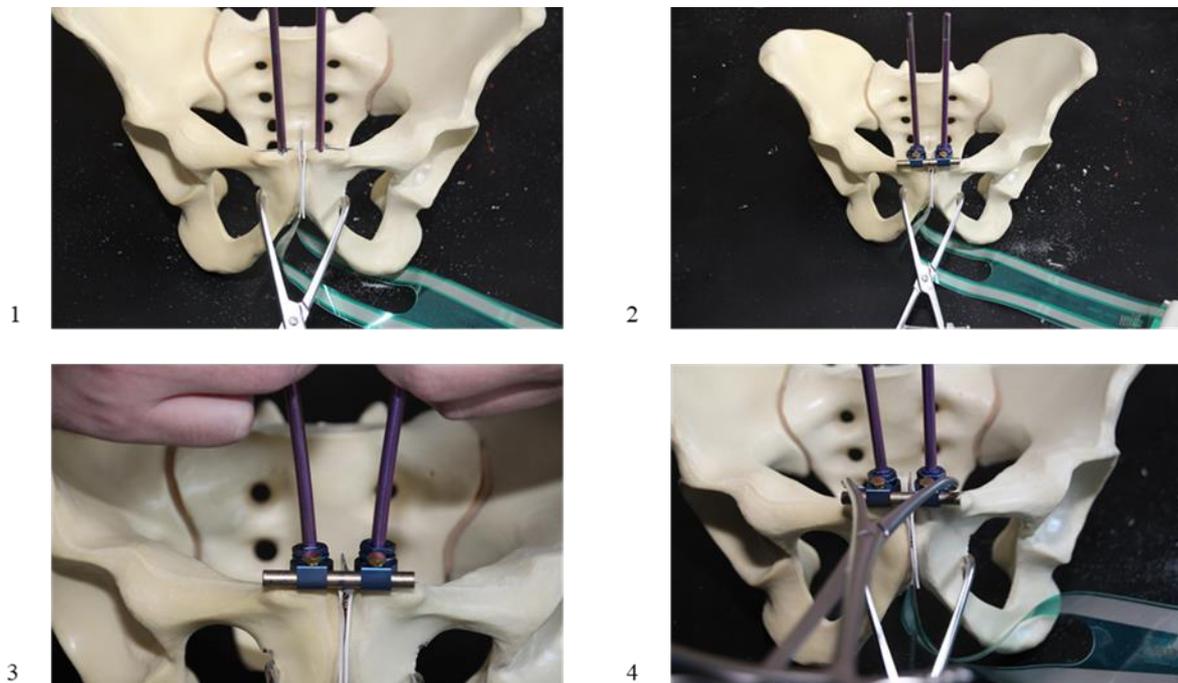
1. Schritt: Die Platte wurde von kranial aufgebracht. Dabei wurde die Markierung in der Mitte der Platte genau über den Symphysenspalt gelegt, um die Platte exakt zu zentrieren (siehe Abb. 11.1).
2. Schritt: Die medialen Schraubenkanäle wurden lateral- exzentrisch gebohrt, um den dynamischen Kompressionseffekt zu erzeugen und mit zwei 4,5 mm Kortikalisschrauben besetzt (siehe Abb. 11.2).
3. Schritt: Die lateralen Schraubenkanäle wurden neutral gebohrt und ebenfalls mit zwei 4,5 mm Kortikalisschrauben besetzt (siehe Abb. 11.3).
4. Schritt: Die vier Schrauben wurde nochmals nachgezogen und anschließend die Repositionszange entfernt (siehe Abb. 11.4).



**Abb. 11: 4 Schritte der Plattenosteosynthese**

*Fixateur interne:*

1. Schritt: Die beiden 5 mm transpedikuläre Schanz- Schrauben wurden auf beiden Seiten der Symphyse parallel zum Symphysenspalt in die Ossa pubis eingebracht (siehe Abb. 12.1).
2. Schritt: Auf die beiden Schanz- Schrauben wurde jeweils eine Frakturbacke aufgesetzt und ein 35 mm langer und 6 mm dicker Titan- Querverbindungsstab wurde durch die Backen geschoben. Dann wurden die Fixierschrauben zwischen Frakturbacke und Querverbindungsstab geschlossen (siehe Abb. 12.2).
3. Schritt: Die Schanz- Schrauben wurden nach lateral gebogen und schließlich wurden die Frakturbacken an den Schanz- Schrauben geschlossen (siehe Abb. 12.3).
4. Schritt: Die Fixierschrauben wurden wieder geöffnet und eine zusätzliche Repositionszange wurde an den Frakturbacken angesetzt, um eine höhere Kompression zu erzielen. Anschließend wurden die Fixierschrauben wieder verschlossen und die beiden Repositionszangen wurden entfernt (siehe Abb. 12.4).



**Abb. 12: 4 Schritte der Osteosynthese mit einem Fixateur interne**

Nach Beendigung der Osteosynthese wurde die Aufnahme des I- Scan Systems angehalten und zur späteren Analyse abgespeichert.

Auf beiden Seiten der Symphyse wurden noch die Bohrungen für die Schanz- Schrauben gesetzt, mit denen das Zebris- System zur Bewegungsanalyse am Beckenmodell befestigt wurde (vgl. 6.1.4 Dreidimensionale Bewegungsanalyse). Das Kunststoffbecken wurde anschließend in der Materialprüfmaschine im Zweibeinstand aufgestellt (vgl. 6.1.3 Universal-Materialprüfmaschine) und das Zebris- System wurde angebracht.

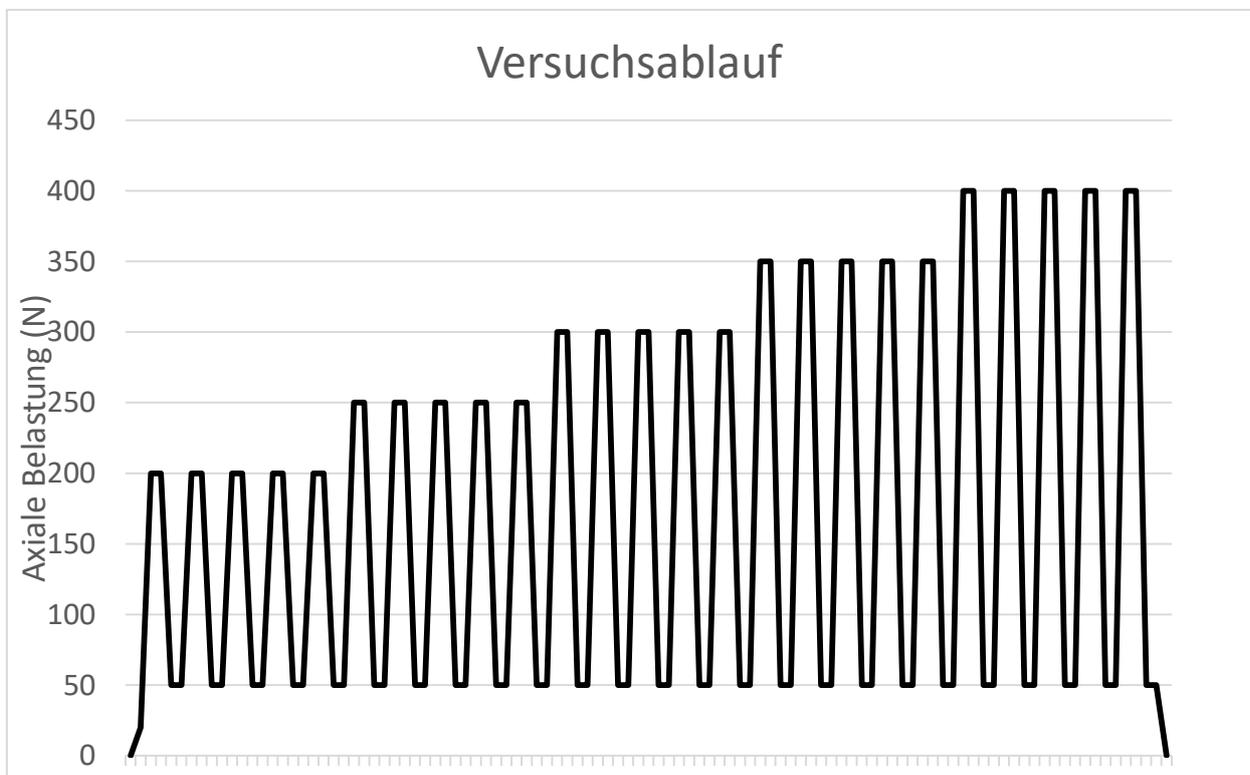
Als das Beckenmodell korrekt ausgerichtet war, wurde die Kalibrierung des Zebris- Systems durchgeführt, wie in Kapitel 6.1.4 Dreidimensionale Bewegungsanalyse beschrieben.

Danach waren der Aufbau und die Vorbereitung von allen Komponenten abgeschlossen und die Prüfungen unter Belastung konnten beginnen.

### 6.2.3 Versuchsablauf

Mit der zur Universal- Materialprüfmaschine gehörigen Software konnte ein Prüfprotokoll erstellt werden, das bei jedem Becken angewendet wurde (vgl. 6.1.3 Univesal-Materialprüfmaschine). Mit dem Start der Materialprüfmaschine wurden auch die Messsysteme Zebris (Dreidimensionale Bewegungsanalyse) und Tekscan (Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt) aktiviert.

Die Kunststoffbecken wurden mit 200 N, 250 N, 300 N, 350 N und 400 N belastet. Die Belastungen erfolgten zyklisch, wobei jede Stufe fünfmal wiederholt wurde. Zwischen zwei Belastungen wurde jeweils die Ausgangskraft von 50 N angesteuert (siehe Grafik 1)



**Grafik 1: Versuchsablauf**

**Vorkraft von 20 N anschließend zyklische Belastungen von 200 N, 250 N, 300 N, 350 N und 400 N, auf ein Ausgangsniveau von 50 N zurückkehrend, jeweils fünf Wiederholungen, Haltezeit der Kraftstufen 5 Sekunden, am Ende vollständige Entlastung**

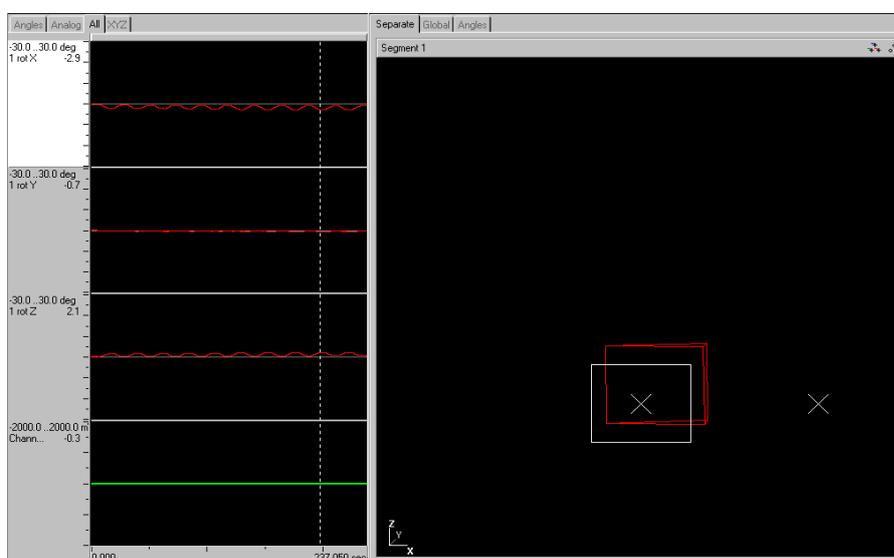
## Material und Methoden

Nachdem das Prüfprotokoll beendet war, entlastete die Prüfmaschine die Beckenmodelle vollständig. Die Messsysteme Zebris und Tekscan zeichneten bis einige Sekunden nach der vollständigen Entlastung auf, um auch Messwerte nach abgeschlossener Belastungsprüfung zu erhalten. Danach wurden alle aufgezeichneten Daten zur weiteren Analyse abgespeichert.

## 6.2.4 Parameter

*Dreidimensionale Bewegungsanalyse (siehe Abb. 13):*

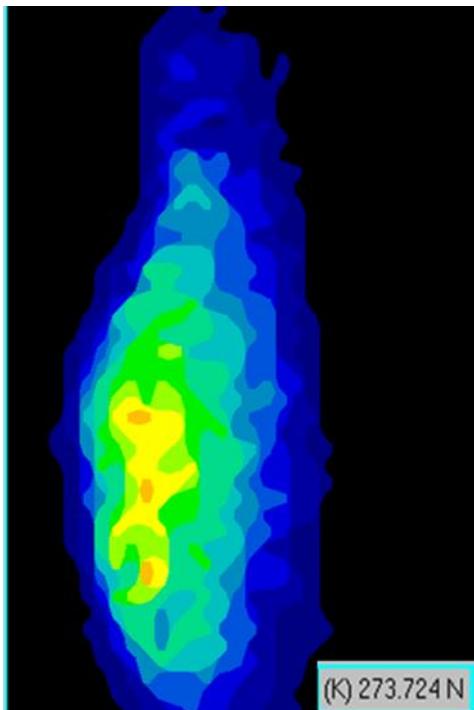
Mit der Analyse von Rotations- und Translationsbewegungen sollte die Stabilisierung der rupturierten Symphyse durch die verschiedenen Osteosynthesemethoden verglichen werden, da die Aufrechterhaltung der Reposition Voraussetzung für eine anatomische Heilung und ein zufriedenstellendes funktionelles Ergebnis ist.



**Abb. 13: Dreidimensionale Bewegungsanalyse am Beispiel der Nummer 8 aus der Gruppe Stahlplatte bei einer Belastung des Beckenmodells mit 400 N**

*Kompressionskraft (siehe Abb. 14):*

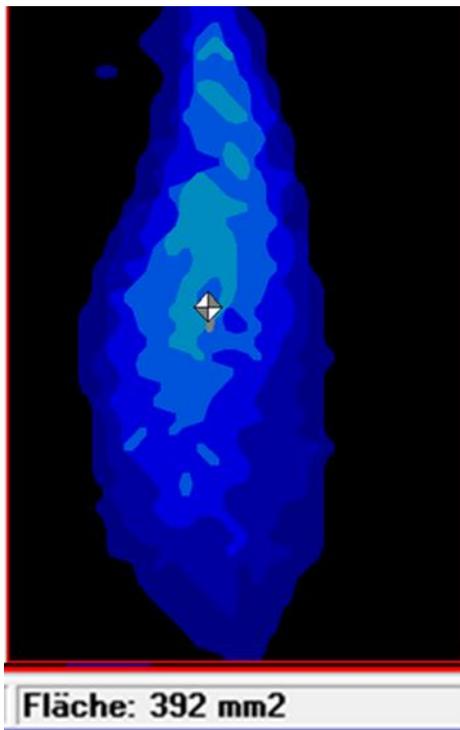
Auch der Vergleich der durch die Osteosynthese entwickelten Kompressionskraft im Symphysenspalt wurde durchgeführt, um die Stabilität der verschiedenen Osteosynthesen objektivierbar zu machen. Außerdem wurde betrachtet, wie sich die Kompressionskraft unter und nach der Belastung verhielt und im Zuge dessen wurden auch die Differenzen zwischen den Ausgangswerten und den Werten nach den Belastungsversuchen betrachtet. Denn eine höhere Kompressionskraft führt zu einer stabileren Frakturversorgung und damit ebenfalls zu einer höheren Ausheilungstendenz.



**Abb. 14: Messung der Kompressionskraft im Symphysenspalt am Beispiel der Nummer 2 aus der Gruppe Fixateur interne**

*Kontaktfläche (siehe Abb. 15):*

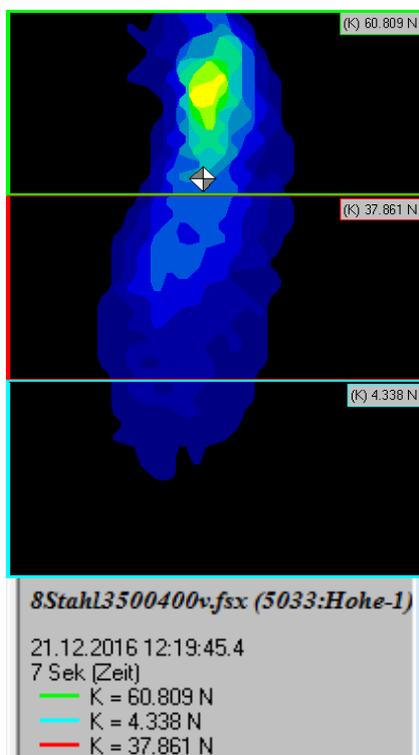
Die Kontaktfläche im Symphysenspalt war ebenfalls ein wichtiger Parameter zum Vergleich der Osteosyntheseverfahren. Hierbei wurde sowohl die Kontaktfläche betrachtet, die direkt nach der Durchführung der Osteosynthese erzeugt werden konnte, als auch die Kontaktfläche während der Belastung der Beckenmodelle und die verbliebene Kontaktfläche nach dem Versuchsablauf. Dabei wurde eine möglichst große Kontaktfläche als favorisiertes Resultat gewertet, da dies auch eine möglichst große Heilungszone bedeutet und damit eine stabile Ausheilung wahrscheinlicher wird.



**Abb. 15: Messung der Kontaktfläche im Symphysenspalt am Beispiel der Nummer 6 aus der Gruppe Fixateur interne**

*Kraft- und Kontaktflächenverteilung (siehe Abb. 16):*

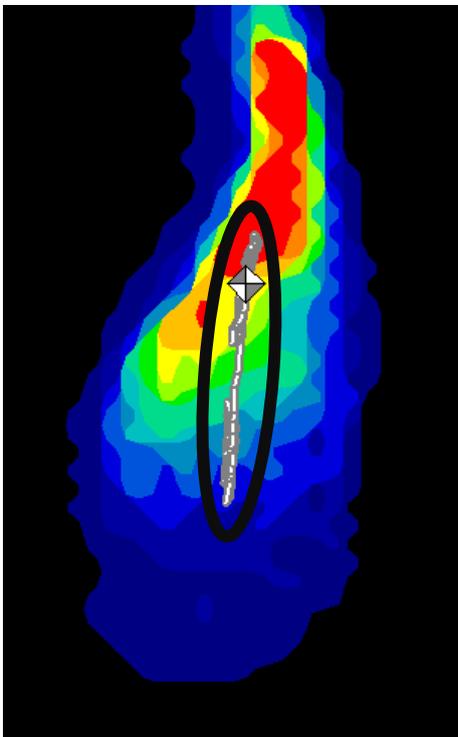
Die Software ermöglichte es ebenfalls die Parameter Kraft- und Kontaktflächenverteilung auszuwerten. Dabei wurde die Symphysenfläche in drei Teile geteilt und verglichen wie sich die Kraft bzw. die Kontaktfläche über die drei Anteile verteilte und wie sich diese Verteilung unter und nach der Belastung veränderte. Dabei wurde eine möglichst gleichmäßige Verteilung der Kraft und der Kontaktfläche über die drei Anteile angestrebt. Hier wurde eine Kranielisation der Kraft oder Kontaktfläche und ein geringer oder nicht messbarer Kontakt im plattenfernen Drittel als prognostisch schlechtere Ausgangssituation für eine anatomische Heilung angesehen.



**Abb. 16: Ermittlung der Kraftverteilung am Beispiel der Nummer 8 aus der Gruppe Stahlplatte während einer Belastung von 400 N. Hierbei ist ein deutlicher Unterschied zwischen dem oberen und dem unteren Drittel, also dem Bereich direkt unter der Platte und dem plattenfernen Bereich zu erkennen.**

*Kraftzentrum, Kraftzentrumswanderung (siehe Abb. 17):*

Das Kraftzentrum und dessen Veränderungen über die Dauer des Versuchs konnten mit Hilfe der Software dargestellt werden. Hierbei wurde ermittelt wo das Zentrum der maximalen Kraft nach der Osteosynthese und im Vergleich dazu unter und nach der Belastung war. Ein Verbleib des Kraftzentrums im mittleren Bereich wurde dabei als gewünschtes Ergebnis betrachtet, da dies einer optimalen Verteilung der gesamten Kraft über den Bereich der Symphyse entsprach. Eine Wanderung des Kraftzentrums nach kranial entsprach einer inhomogeneren Verteilung der Kraft und damit einer schlechteren Ausgangssituation.



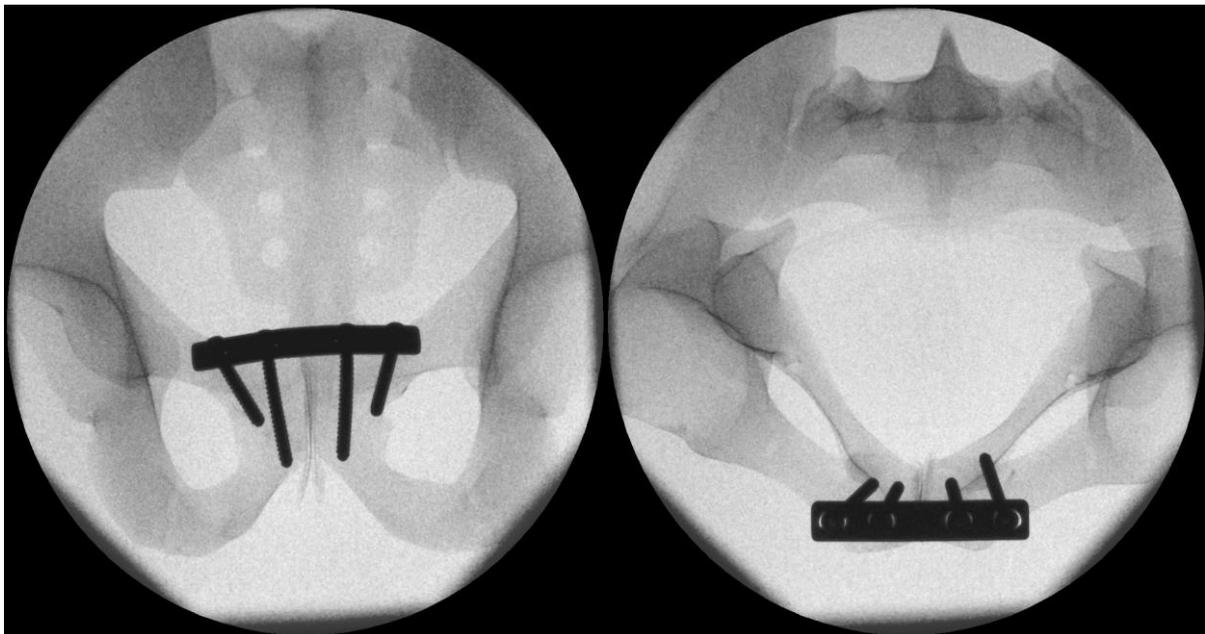
**Abb. 17: Aufzeichnung der Kraftzentrumswanderung während der Vollführung der Osteosynthese. Deutliche Kranialisation des Kraftzentrums im Verlauf der Durchführung der Osteosynthese (siehe schwarze Markierung)**

## 6.2.5 Auswertung und Statistik

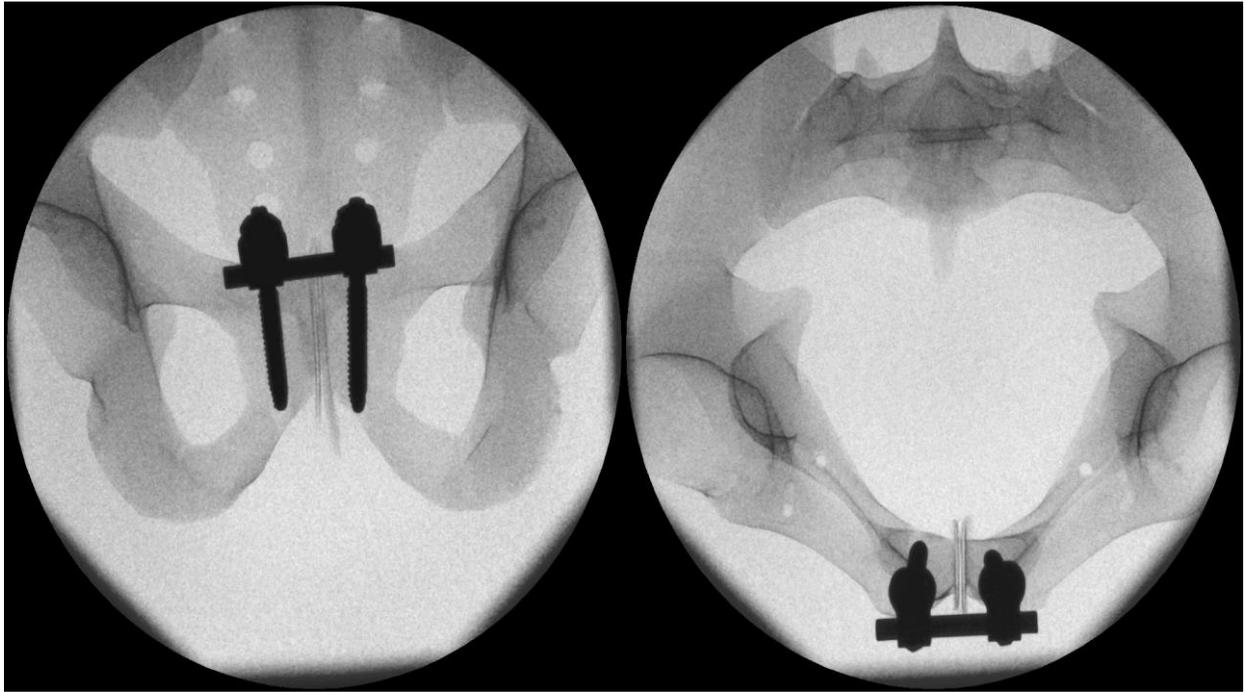
Die gespeicherten Daten wurden mit Hilfe des Analyse- Programms SigmaPlot 13.0 (Systat Software Inc., San José, Kalifornien, USA) statistisch ausgewertet. Zur deskriptiven Darstellung der Ergebnisse wurden Mittelwert und Standardfehler bei Normalverteilung beziehungsweise Median und Spanne, wenn keine Normalverteilung vorlag, verwendet. Zur Überprüfung auf Normalverteilung wurde der Shapiro- Wilk- Test angewendet und zur Ermittlung der Varianzhomogenität wurde der Brown- Forsythe- Test benutzt. Zum Vergleich der Versuchsgruppen fanden der t- Test und die einfaktorielle Varianzanalyse (One Way Repeated Measures ANOVA) bei Normalverteilung Anwendung. Lag keine Normalverteilung vor wurden der Mann- Whitney- U- Test und der Kruskal- Wallis- Test genutzt. Bei der einfaktoriellen Varianzanalyse wurde der Alpha- Fehler für Mehrfachvergleiche mittels Bonferroni Korrektur ausgeglichen. Anschließend wurde als Post- hoc- Test zum paarweisen Mittelwertvergleich der Student- Newman- Keuls- Test verwendet. Das Signifikanzniveau wurde auf einen p- Wert von  $p < 0,05$  festgelegt, um signifikante Unterschiede anzuzeigen.

## 7 Ergebnisse

Um die in Kapitel 5 Ziel der Arbeit postulierten Hypothesen bewerten zu können wurden an zwei Versuchsgruppen (n=8) die beiden zu vergleichenden Osteosyntheseverfahren analysiert. Ausgewertet wurden dabei die in Kapitel 6.2.4 Parameter beschriebenen Variablen. Die dreidimensionalen Bewegungen im Raum, die mit Hilfe des ultraschallgestützten Bewegungsanalyse systems Zebris aufgezeichnet wurden, sowie die Parameter Kompressionskraft, Kraftverteilung, Kontaktfläche, Kontaktflächenverteilung, Kraftzentrum und Kraftzentrumsbewegung im Symphysenspalt, welche mittels I- Scan System generiert werden konnten. Als optimale Ergebnisse wurden dabei möglichst geringe Bewegungen im Raum, hohe Werte für Kompressionskraft und Kontaktfläche, eine homogene Verteilung der Kontaktfläche über den gesamten Symphysenabdruck, sowie eine zentrale Lage des Kraftzentrums bezogen auf den Symphysenabdruck und möglichst wenig Bewegungen des Kraftzentrums angesehen. Die Ergebnisse werden jeweils als Mittelwert (Mean) und Standardabweichung (SD) oder Median, 1. Quartil und 3. Quartil angegeben. In den Schaubildern werden die signifikanten Unterschiede ( $p < 0,05$ ) mittels Symbolen gekennzeichnet.



**Abb. 18: Röntgenbild Kunststoffbecken mit 4,5 DC Stahlplatte  
Darstellung der Implantatlage in 2 Ebenen**



**Abb. 19: Röntgenbild Kunststoffbecken mit Fixateur interne**

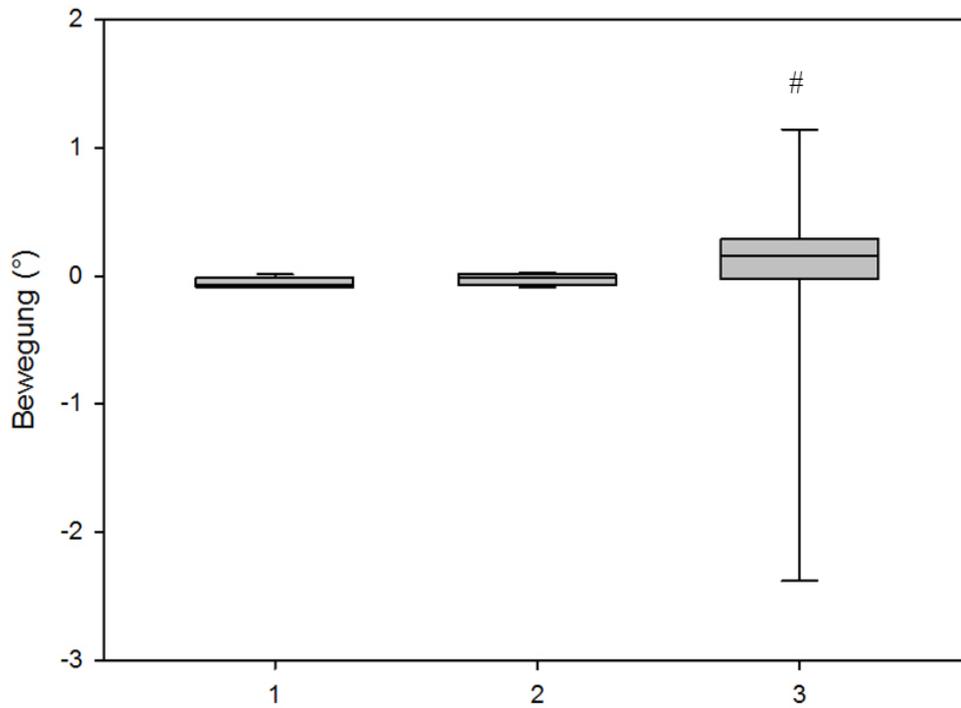
**Darstellung der Implantatlage in 2 Ebenen**

## 7.1 Ergebnisse der dreidimensionalen Bewegungsanalyse

Die dreidimensionalen Bewegungen der Beckenmodelle unter axialer Belastung wurden mithilfe des ultraschallgestützten Messsystems (Zebris 3D Motion Analyzer, CMS70P, zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland) aufgezeichnet und anschließend statistisch ausgewertet. Verglichen wurden die Bewegungen in Grad zu den Zeitpunkten Vorkraft (20N), 300N und 400N Belastung zwischen den beiden Versuchsgruppen. Als gewünschte Ergebnisse wurden dabei möglichst wenig Bewegungen im Raum angesehen. Die x- Achse verlief entlang der Transversalachse, also ausgehend von der Symphyse nach rechts und links. Die y- Achse verlief entlang der Sagittalachse, also ausgehend von der Symphyse nach ventral und dorsal und die z- Achse verlief ausgehend von der Symphyse nach kranial und kaudal, also entlang der Longitudinalachse. Es konnte unter axialer Belastung der Becken lediglich entlang einer Achse zu einem Messzeitpunkt ein signifikanter Unterschied zwischen den mittels Plattenosteosynthese versorgten Becken und den Becken, die mit einem Fixateur interne osteosynthetisch versorgt wurden, ermittelt werden. Dies spricht dafür, dass beide Osteosyntheseverfahren eine ausreichende Stabilität des Beckenringgefüges erzeugen und unter axialer Belastung aufrechterhalten können.

Zur Validierung des Systems wurde eine unversorgte Open Book- Verletzung unter Belastung, wie in Kapitel 6.1.4 Dreidimensionale Bewegungsanalyse beschrieben, simuliert. Hier ließen sich signifikante Unterschiede, sowohl zwischen den unversorgten Becken und der Gruppe Plattenosteosynthese, als auch zwischen den unversorgten Becken und der Gruppe Fixateur interne ausmachen. Dies verdeutlicht, dass beide zu vergleichenden Osteosyntheseverfahren eine belastungsstabile Reposition des Beckenrings erzeugen und aufrechterhalten können, wohingegen die frakturierten Becken signifikant höhergradige Bewegungen im Raum zeigen, was auf eine geringere Belastungsstabilität des Beckenringgefüges schließen lässt.

### X-Achse unter Vorkraft

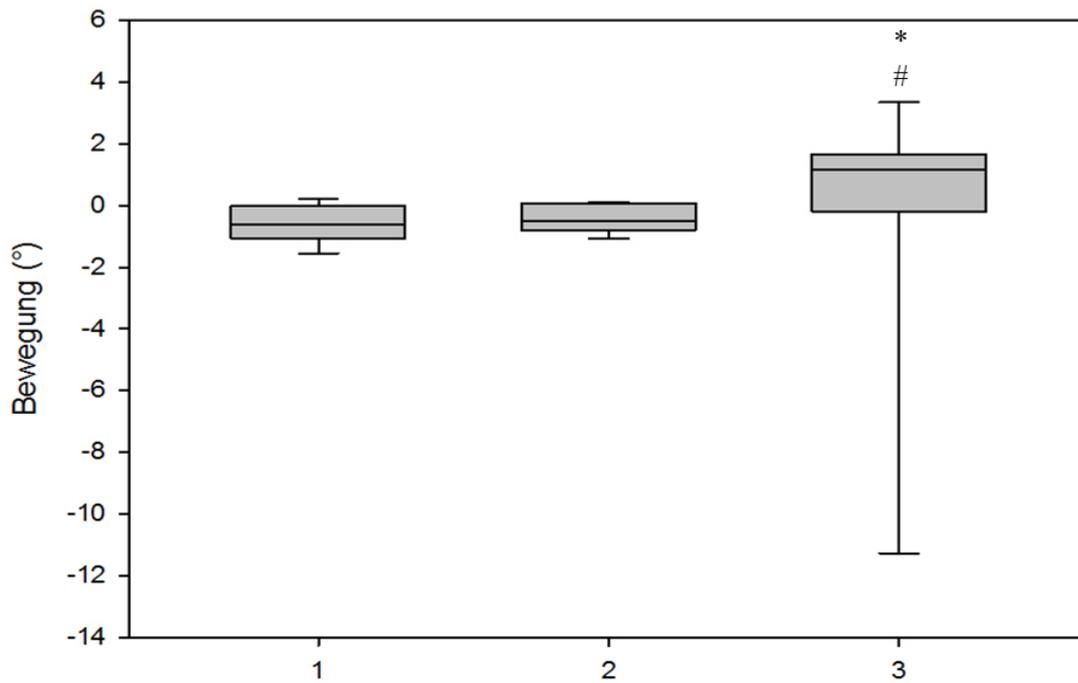


**Grafik 2: Bewegungen entlang der x- Achse bei Erreichen der Vorkraft (20 N), Werte als Median, 1. Quartil und 3. Quartil**

1. 4,5 DCP
2. Fixateur interne
3. Validierungsgruppe

# Signifikante Unterschiede 4,5 DCP vs. Validierungsgruppe,  $p < 0,05$

### X- Achse unter 300 N



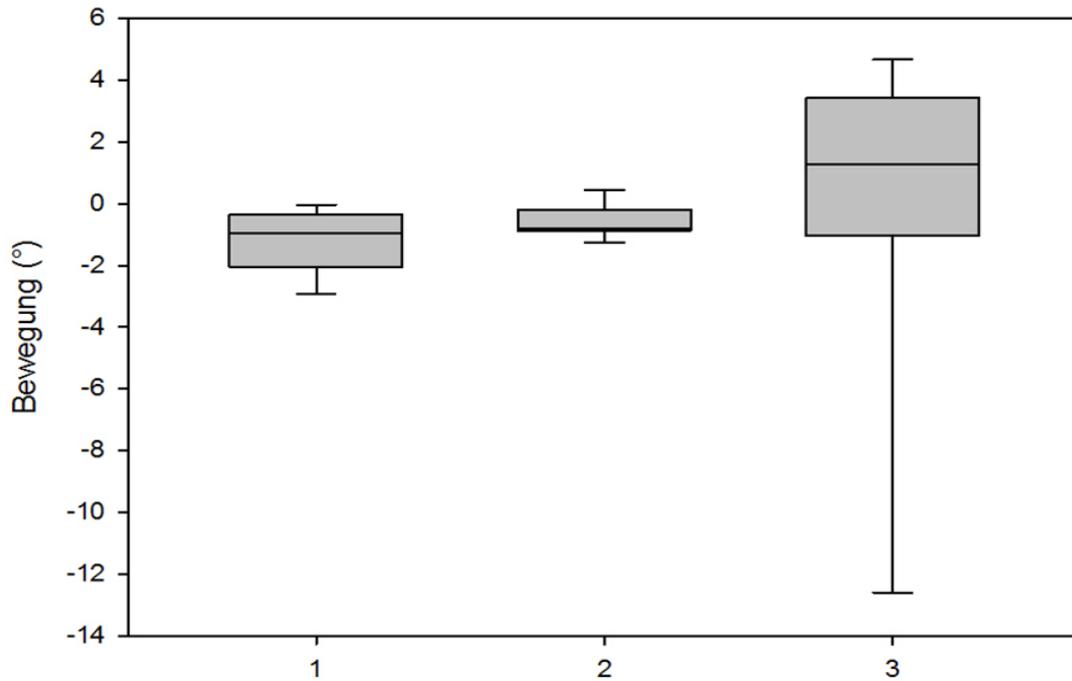
**Grafik 3: Bewegungen entlang der x- Achse unter 300 N axialer Belastung, Werte als Median, 1. Quartil und 3. Quartil**

1. 4,5 DCP
2. Fixateur interne
3. Validierungsgruppe

\* Signifikante Unterschiede Fixateur interne vs. Validierungsgruppe,  $p < 0,05$

# Signifikante Unterschiede 4,5 DCP vs. Validierungsgruppe,  $p < 0,05$

### X- Achse unter 400 N



**Grafik 4: Bewegungen entlang der x- Achse unter 400 N axialer Belastung, Werte als Median, 1. Quartil und 3. Quartil**

1. 4,5 DCP
2. Fixateur interne
3. Validierungsgruppe

Keine signifikanten Unterschiede,  $p > 0,05$

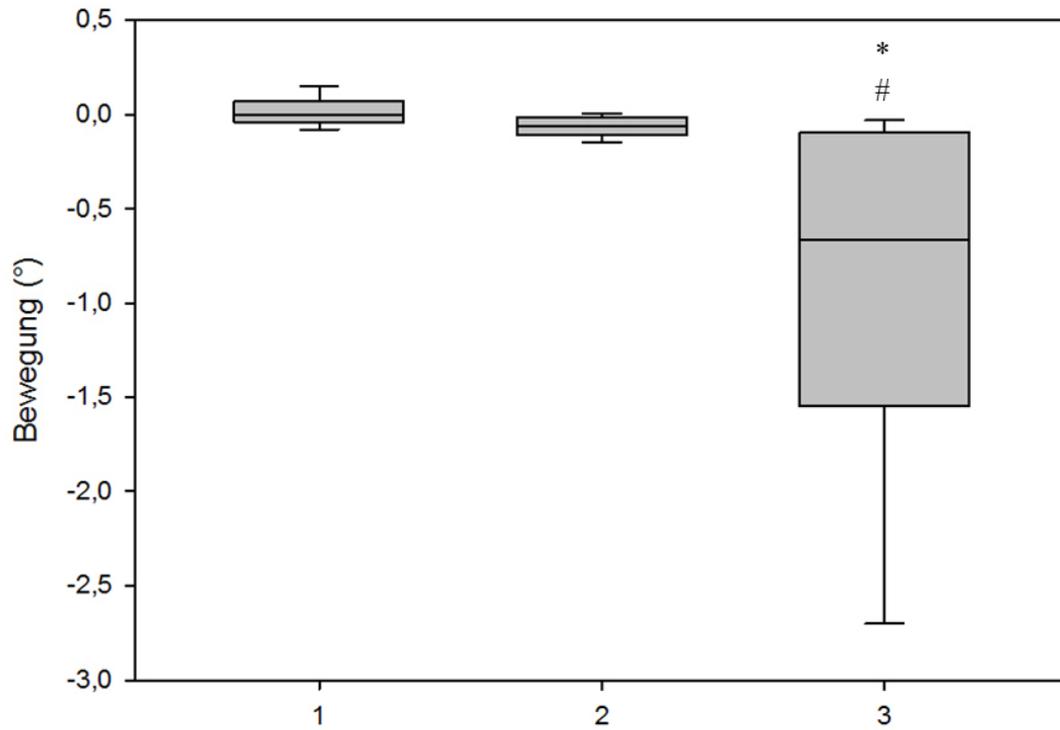
## Ergebnisse

Entlang der x- Achse zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen der Gruppe Plattenosteosynthese und der Validierungsgruppe zu den Zeitpunkten Vorkraft (4,5 DCP vs. Validierungsgruppe,  $p = 0,028$ ) und 300 N (4,5 DCP vs. Validierungsgruppe,  $p = 0,028$ ). Hier betragen für die Gruppe Plattenosteosynthese zum Zeitpunkt Vorkraft Median  $-0,08^\circ$  ( $-0,09^\circ$ ;  $-0,02^\circ$ ) und zum Zeitpunkt 300 N Median  $-0,6^\circ$  ( $-1,1^\circ$ ;  $-0,02^\circ$ ). Für die Validierungsgruppe ergaben sich zum Zeitpunkt Vorkraft Median  $0,2^\circ$  ( $-0,03^\circ$ ;  $0,3^\circ$ ) und zum Zeitpunkt 300 N Median  $1,15^\circ$  ( $-0,2^\circ$ ;  $1,7^\circ$ ) (vgl. Grafik 5,6).

Zum Zeitpunkt 300 N ließ sich ebenfalls ein signifikanter Unterschied zwischen den mit Fixateur interne versorgten Becken und der Validierungsgruppe ausmachen (Fixateur interne vs. Validierungsgruppe,  $p = 0,028$ ) (vgl. Grafik 6). Hierbei waren für die Gruppe Fixateur interne Median  $-0,5^\circ$  ( $-0,8^\circ$ ;  $0,08^\circ$ ). Für die Validierungsgruppe ergaben sich Median  $1,1^\circ$  ( $-0,2^\circ$ ;  $1,7^\circ$ ).

Zum Zeitpunkt Vorkraft ließen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen der Gruppe Fixateur interne und der Validierungsgruppe ermitteln. Hier betragen für die Gruppe Fixateur interne Median  $-0,02^\circ$  ( $-0,1^\circ$ ;  $0,01^\circ$ ). Zum Zeitpunkt 400 N ergaben sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede (vgl. Grafik 7). Zu diesem Zeitpunkt waren für die Gruppe Plattenosteosynthese Median  $-0,9^\circ$  ( $-2^\circ$ ;  $-0,4$ ). Für die Gruppe Fixateur interne ergaben sich Median  $-0,8^\circ$  ( $-0,9^\circ$ ;  $-0,2^\circ$ ) und für die Validierungsgruppen betragen Median  $1,3^\circ$  ( $-1^\circ$ ;  $3,4^\circ$ ).

## Y-Achse unter Vorkraft



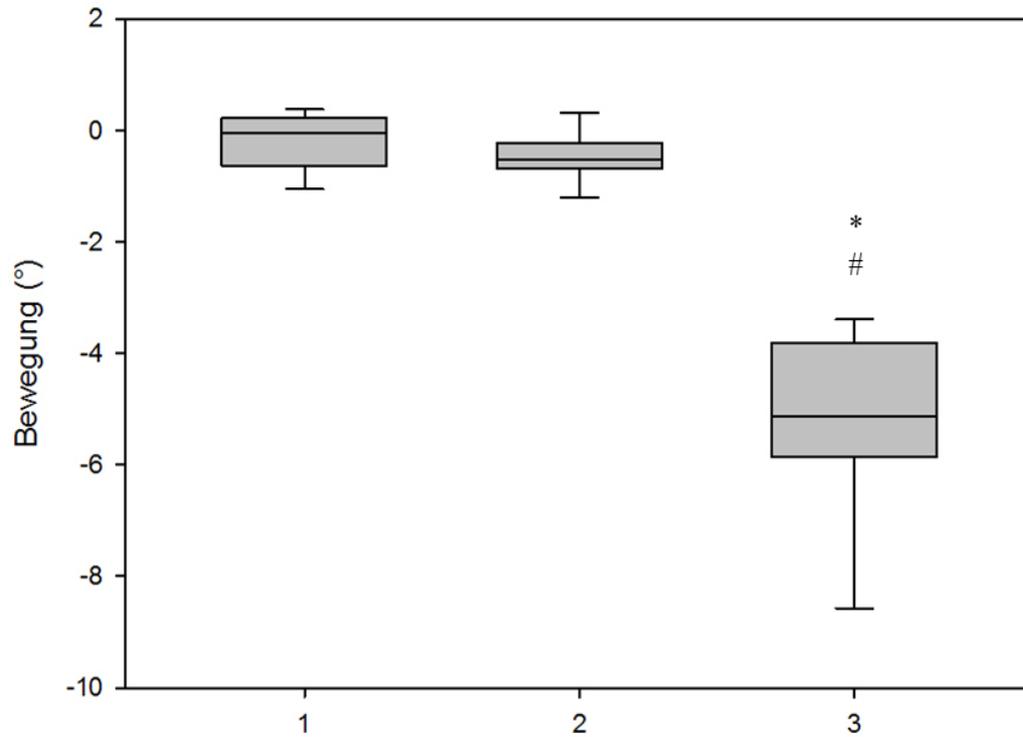
**Grafik 5: Bewegungen entlang der y- Achse bei Erreichen der Vorkraft (20 N), Werte als Median, 1. Quartil und 3. Quartil**

1. 4,5 DCP
2. Fixateur interne
3. Validierungsgruppe

\* Signifikante Unterschiede Fixateur interne vs. Validierungsgruppe,  $p < 0,05$

# Signifikante Unterschiede 4,5 DCP vs. Validierungsgruppe,  $p < 0,05$

### Y- Achse unter 300 N



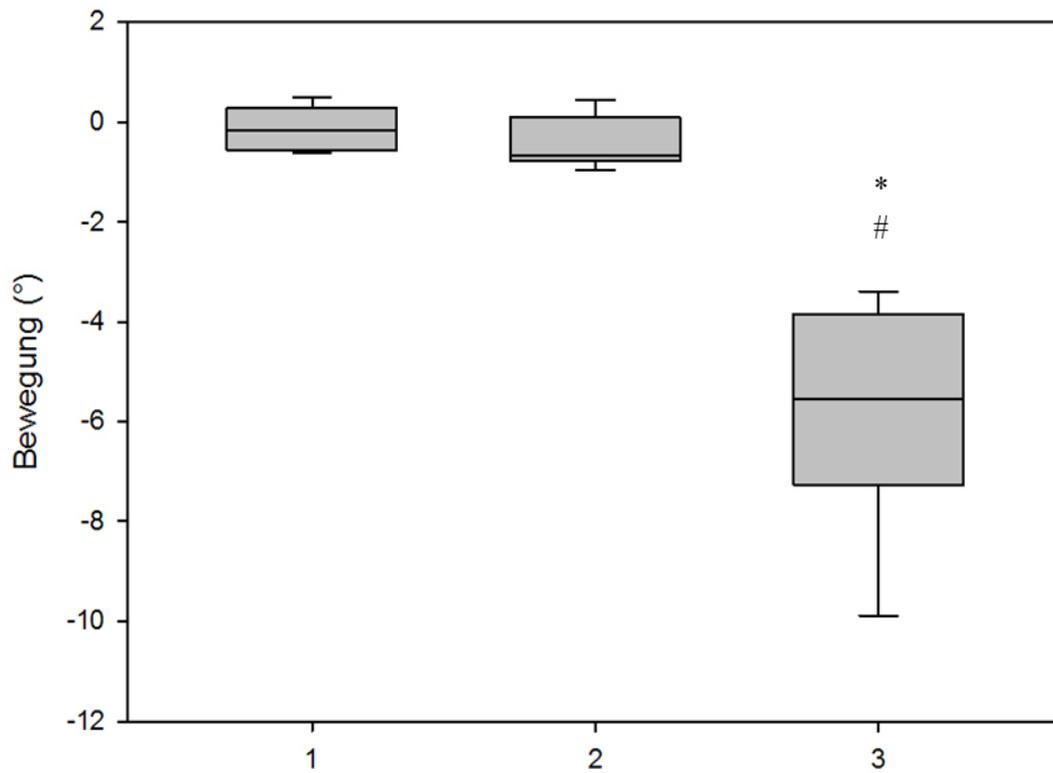
**Grafik 6: Bewegungen entlang der y- Achse unter 300 N axialer Belastung, Werte als Median, 1. Quartil und 3. Quartil**

1. 4,5 DCP
2. Fixateur interne
3. Validierungsgruppe

\* Signifikante Unterschiede Fixateur interne vs. Validierungsgruppe,  $p < 0,05$

# Signifikante Unterschiede 4,5 DCP vs. Validierungsgruppe,  $p < 0,05$

### Y- Achse unter 400 N



**Grafik 7: Bewegungen entlang der y- Achse unter 400 N axialer Belastung, Werte als Median, 1. Quartil und 3. Quartil**

1. 4,5 DCP
2. Fixateur interne
3. Validierungsgruppe

\* Signifikante Unterschiede Fixateur interne vs. Validierungsgruppe,  $p < 0,05$

# Signifikante Unterschiede 4,5 DCP vs. Validierungsgruppe,  $p < 0,05$

## Ergebnisse

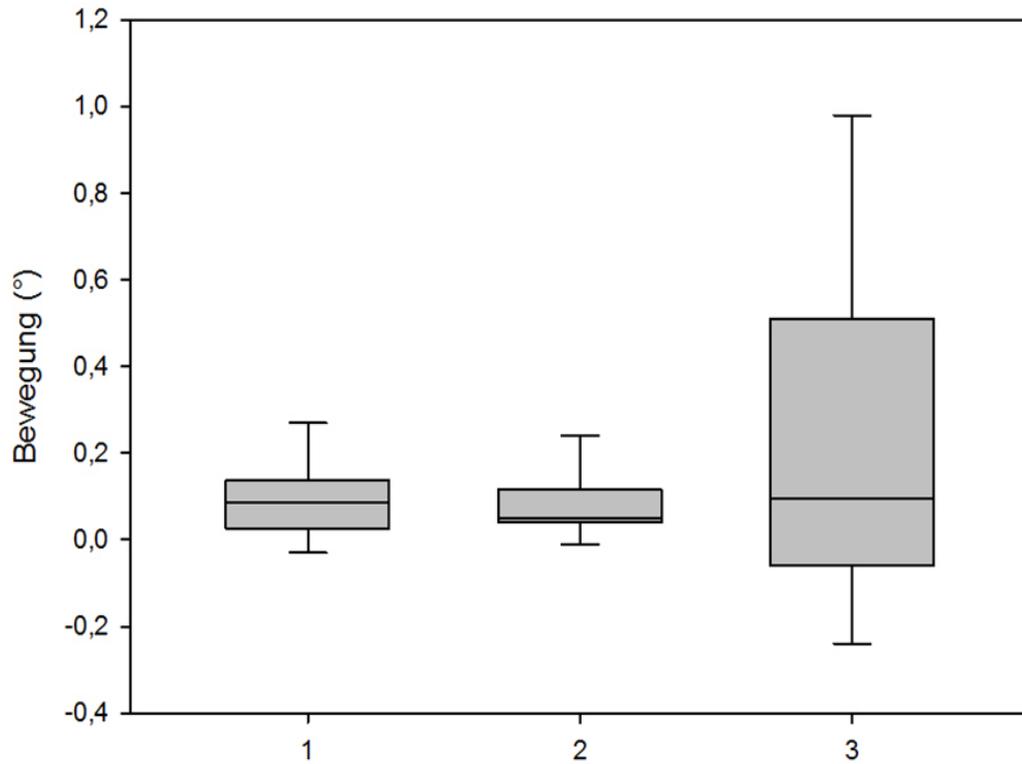
Entlang der y- Achse zeigten sich zu allen Zeitpunkten signifikante Unterschiede sowohl zwischen der Gruppe Plattenosteosynthese und der Validierungsgruppe (4,5 DCP vs. Validierungsgruppe,  $p = 0,003$  zum Zeitpunkt Vorkraft,  $p < 0,001$  zu den Zeitpunkten 300 N und 400 N), als auch zwischen der Gruppe Fixateur interne und der Validierungsgruppe (Fixateur interne vs. Validierungsgruppe,  $p = 0,028$  zum Zeitpunkt Vorkraft,  $p < 0,001$  zu den Zeitpunkten 300 N und 400 N) (vgl. Grafik 8,9,10).

Für die Gruppe Plattenosteosynthese ergaben sich zum Zeitpunkt Vorkraft Median  $0^\circ$  ( $-0,05^\circ$ ;  $0,07^\circ$ ), zum Zeitpunkt 300 N Median  $-0,04^\circ$  ( $-0,6^\circ$ ;  $0,2^\circ$ ) und zum Zeitpunkt 400 N Median  $-0,2^\circ$  ( $-0,6^\circ$ ;  $0,3^\circ$ ).

In der Gruppe Fixateur interne waren zum Zeitpunkt Vorkraft Median  $-0,07^\circ$  ( $-0,1^\circ$ ;  $-0,02^\circ$ ), zum Zeitpunkt 300 N Median  $-0,5^\circ$  ( $-0,7^\circ$ ;  $-0,2^\circ$ ) und zum Zeitpunkt 400 N Median  $-0,7^\circ$  ( $-0,8^\circ$ ;  $0,09^\circ$ ).

Zum Zeitpunkt Vorkraft ergaben sich in der Validierungsgruppe Median  $-0,7^\circ$  ( $-1,5^\circ$ ;  $-0,1^\circ$ ), zum Zeitpunkt 300 N Median  $-5^\circ$  ( $-5,9^\circ$ ;  $-3,8^\circ$ ) und schließlich zum Zeitpunkt 400 N ergaben sich Median  $-5,5^\circ$  ( $-7,3^\circ$ ;  $-3,8^\circ$ ).

## Z-Achse unter Vorkraft

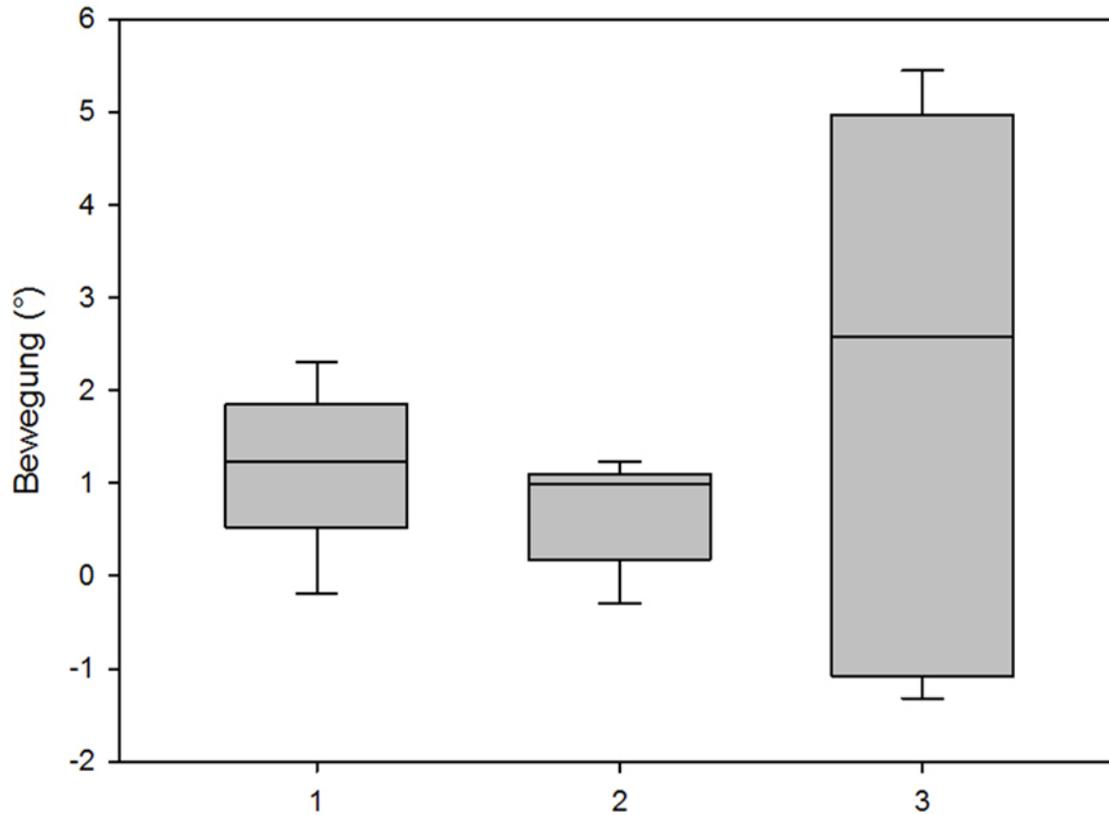


**Grafik 8: Bewegungen entlang der z- Achse bei Erreichen der Vorkraft (20 N), Werte als Median, 1. Quartil und 3. Quartil**

1. **4,5 DCP**
2. **Fixateur interne**
3. **Validierungsgruppe**

**Keine signifikanten Unterschiede,  $p > 0,05$**

### Z- Achse unter 300 N

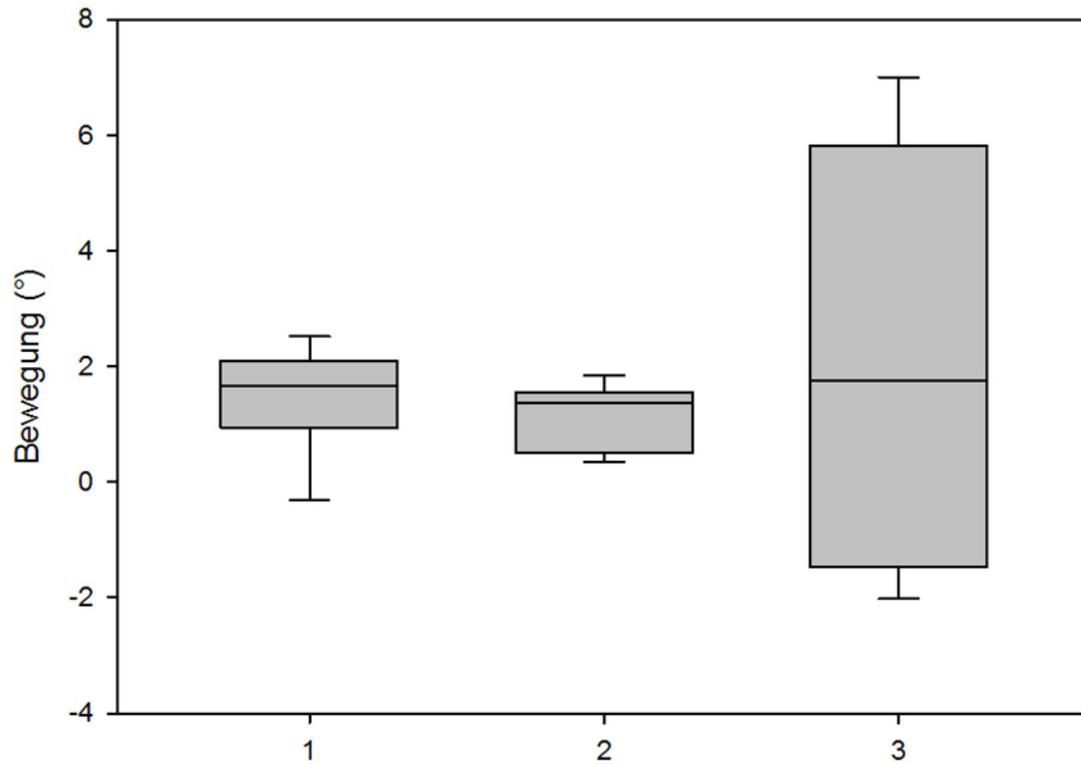


**Grafik 9: Bewegungen entlang der z- Achse unter 300 N axialer Belastung, Werte als Median, 1. Quartil und 3. Quartil**

1. 4,5 DCP
2. Fixateur interne
3. Validierungsgruppe

**Keine signifikanten Unterschiede,  $p > 0,05$**

### Z- Achse unter 400 N



**Grafik 10: Bewegungen entlang der z- Achse unter 400 N axialer Belastung, Werte als Median, 1. Quartil und 3. Quartil**

1. 4,5 DCP
2. Fixateur interne
3. Validierungsgruppe

**Keine signifikanten Unterschiede,  $p > 0,05$**

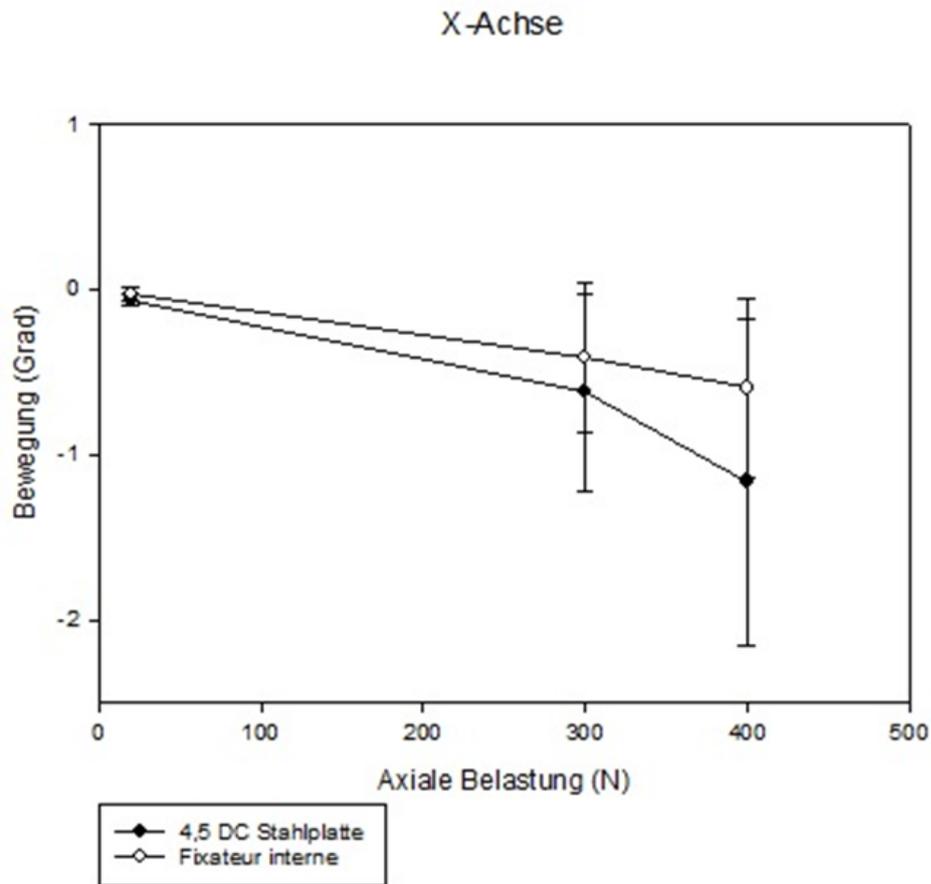
## Ergebnisse

Entlang der z- Achse zeigten sich weder zwischen der Gruppe Plattenosteosynthese und der Validierungsgruppe, noch zwischen der Gruppe Fixateur interne und der Validierungsgruppe signifikante Unterschiede (vgl. Grafik 11,12,13).

Hier ergaben für die Gruppe Plattenosteosynthese zum Zeitpunkt Vorkraft Median  $0,09^\circ$  ( $0,03^\circ$ ;  $0,14^\circ$ ), zum Zeitpunkt 300 N Median  $1,2^\circ$  ( $0,5^\circ$ ;  $1,9^\circ$ ) und zum Zeitpunkt 400 N Median  $1,7^\circ$  ( $0,9^\circ$ ;  $2,1^\circ$ ).

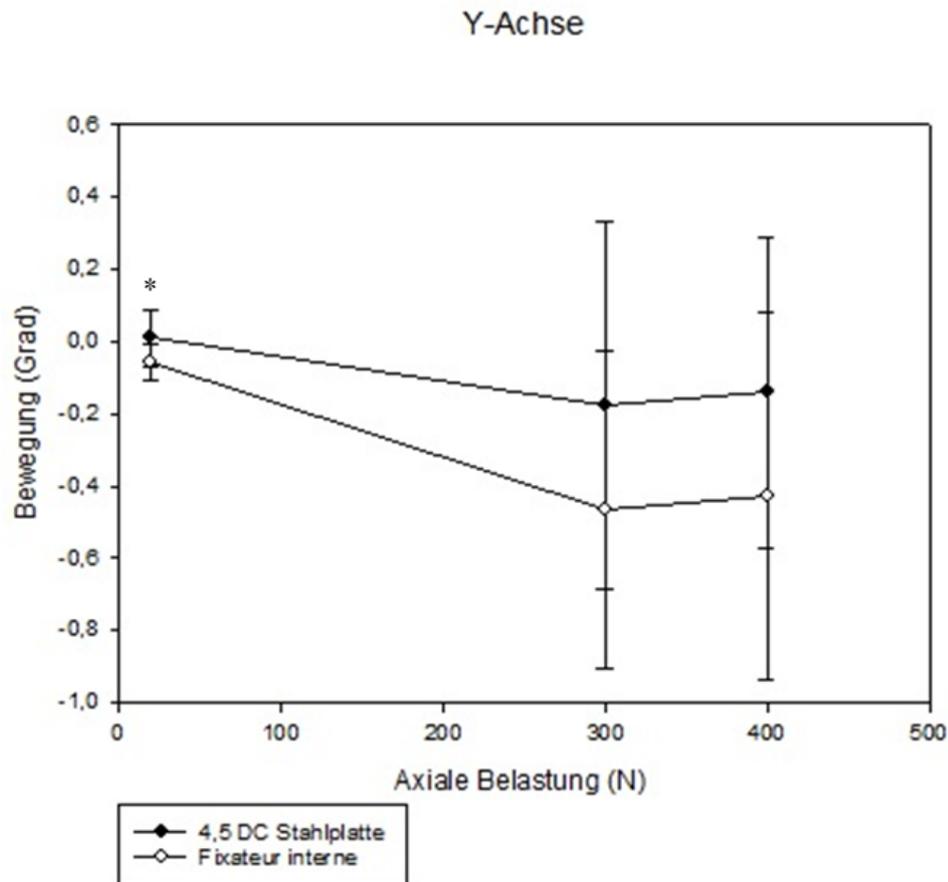
In der Gruppe Fixateur interne betragen zum Zeitpunkt Vorkraft Median  $0,05^\circ$  ( $0,04^\circ$ ;  $0,1^\circ$ ), zum Zeitpunkt 300 N Median  $0,99^\circ$  ( $0,2^\circ$ ;  $1,1^\circ$ ) und zum Zeitpunkt 400 N Median  $1,4^\circ$  ( $0,5^\circ$ ;  $1,6^\circ$ ).

Für die Validierungsgruppe ergaben sich zum Zeitpunkt Vorkraft Median  $0,1^\circ$  ( $-0,06^\circ$ ;  $0,5^\circ$ ), zum Zeitpunkt 300 N Median  $2,6^\circ$  ( $-1,1^\circ$ ;  $5^\circ$ ) und zum Zeitpunkt 400 N ergaben sich Median  $1,8^\circ$  ( $-1,5^\circ$ ;  $5,8^\circ$ ).



**Grafik 11: Bewegungen entlang der x- Achse**  
**Werte als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung**  
**Keine signifikanten Unterschiede,  $p > 0,05$**

Entlang der x- Achse zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Versuchsgruppen ( $p > 0,05$ ) (vgl. Grafik 2, Tabelle 1).

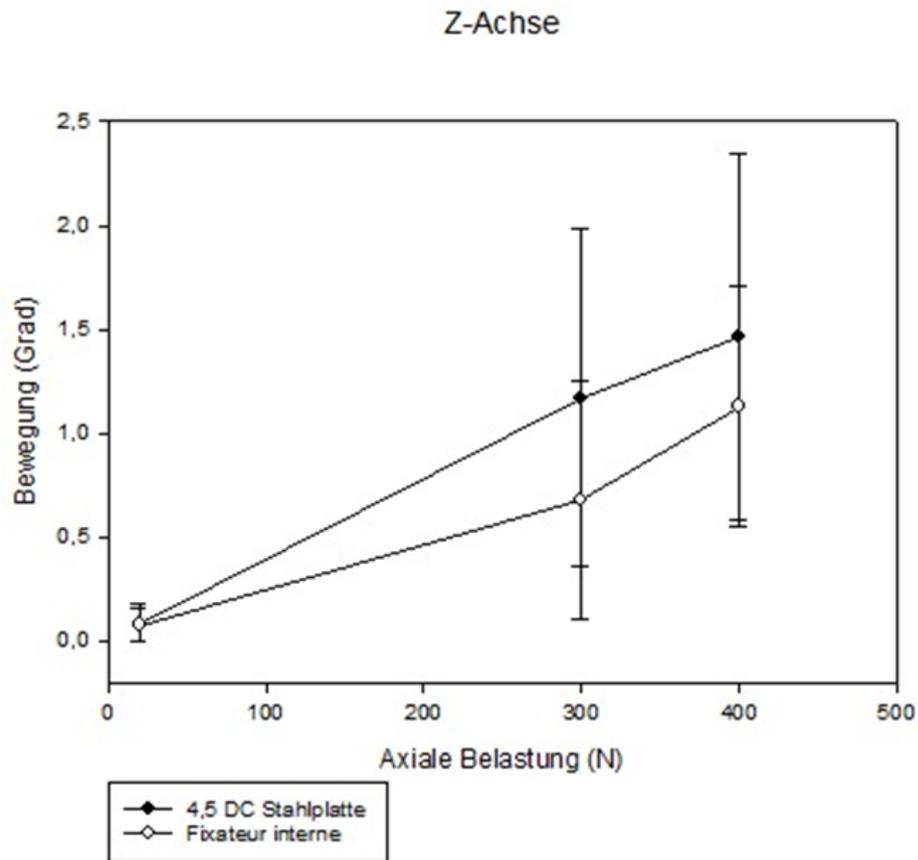


**Grafik 12: Bewegungen entlang der y- Achse**

**Werte als Mittelwert ± Standardabweichung**

**\* Signifikante Unterschiede 4,5 DCP vs. Fixateur interne, p < 0,05**

Entlang der y- Achse zeigte sich zum Zeitpunkt Vorkraft ein signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe Plattenosteosynthese ( $M= 0,01N \pm 0,027N$ ) und der Gruppe Fixateur interne ( $M= -0,06N \pm 0,02N$ ) (4,5 DCP vs. Fixateur interne,  $p = 0,036$ ) (vgl. Grafik 3, Tabelle 1).



**Grafik 13: Bewegungen entlang der z- Achse**  
**Werte als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung**  
**Keine signifikanten Unterschiede,  $p > 0,05$**

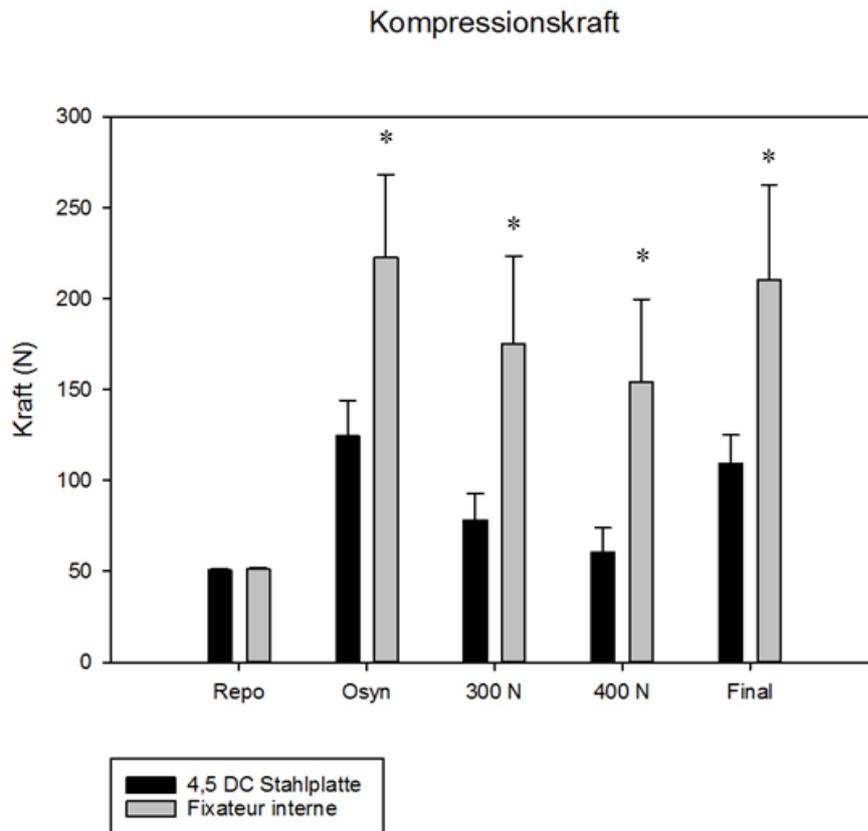
Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede entlang der z- Achse ermitteln ( $p > 0,05$ ) (vgl. Grafik 4, Tabelle 1).

		<b>4,5 DCP</b>	<b>Fix int</b>
<b>x- Achse</b>			
Vorkraft	Mean	-0,06	-0,03
	SD	0,04	0,04
300 N	Mean	-0,61	-0,41
	SD	0,6	0,45
400 N	Mean	-1,16	-0,6
	SD	0,99	0,54
<b>y- Achse</b>			
Vorkraft	Mean	0,01	-0,06
	SD	0,08	0,05
300 N	Mean	-0,18	-0,47
	SD	0,51	0,44
400 N	Mean	-0,14	-0,43
	SD	0,43	0,51
<b>z- Achse</b>			
Vorkraft	Mean	0,09	0,08
	SD	0,09	0,08
300 N	Mean	1,17	0,69
	SD	0,81	0,57
400 N	Mean	1,46	1,13
	SD	0,88	0,58

**Tabelle 1: Bewegungen entlang der drei Achsen**  
**Werte als Mittelwerte (Mean) und Standardabweichung (SD)**  
**Werte in Grad**

## 7.2 Ergebnisse der Messungen im Symphysenspalt

Für die Messungen im Symphysenspalt wurde das I- Scan System (Tekscan Ink., South Boston, USA) verwendet. Wie bereits zuvor beschrieben wurden die Parameter Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt, ebenso die segmentale Kraft- und Kontaktflächenverteilung bezogen auf den Symphysenabdruck und die relative Lage des Kraftzentrums im Verhältnis zur Längsausdehnung der Symphyse und dessen Wanderung unter axialer Belastung für die beiden Versuchsgruppen verglichen. Die Parameter wurden jeweils zu verschiedenen Zeitpunkten des Versuchsablaufs ermittelt und statistisch ausgewertet. Diese Zeitpunkte waren die Reposition mit Hilfe der Repositionszange (Reposition/ Repo), nach Abschluss der osteosynthetischen Versorgung (Osteosynthese/ Osyn), während einer axialen Belastung mit 300 Newton (300N), während einer axialen Belastung mit 400 Newton (400N) und nach Abschluss der Belastungsversuche (Final) (vgl. hierzu Kapitel 6.2 Methodik). Hierbei wurden hohe Werte für Kompressionskraft und Kontaktfläche, eine homogene Kraft- und Kontaktflächenverteilung über den gesamten Symphysenabdruck und eine mittige Lage des Kraftzentrums als optimale Ergebnisse gewertet. Es ließen sich für alle Parameter signifikante Unterschiede zwischen den mittels Plattenosteosynthese versorgten Beckenmodellen und den Becken, die mit dem Fixateur interne osteosynthetisch versorgt wurden, feststellen. Bezogen auf die Messungen im Symphysenspalt zeigte sich die Versorgung mittels Fixateur interne durchweg signifikant überlegen im Vergleich zur Plattenosteosynthese.



**Grafik 14: Kompressionskraft im Symphysenspalt**

**Werte als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung**

**\* Signifikante Unterschiede 4,5 DCP vs. Fixateur interne,  $p < 0,05$**

Die Kompressionskraft im Symphysenspalt zeigte signifikante Unterschiede zwischen den beiden Versuchsgruppen nach Abschluss der Osteosynthese (4,5 DCP  $M = 124,37 \text{ N} \pm 6,97 \text{ N}$  vs. Fixateur interne  $M = 222,77 \text{ N} \pm 16,13 \text{ N}$ ), bei axialer Belastung mit 300 N (4,5 DCP  $M = 78,27 \text{ N} \pm 5,25 \text{ N}$  vs. Fixateur interne  $M = 175,5 \text{ N} \pm 16,98 \text{ N}$ ) und 400 N (4,5 DCP  $M = 60,55 \text{ N} \pm 4,73 \text{ N}$  vs. Fixateur interne  $M = 154,48 \text{ N} \pm 16,05 \text{ N}$ ) und nach Abschluss der Belastung (4,5 DCP  $M = 109,27 \text{ N} \pm 5,6 \text{ N}$  vs. Fixateur interne  $M = 210,28 \text{ N} \pm 18,5 \text{ N}$ ) (4,5 DCP vs. Fixateur interne,  $p < 0,001$  zu den Zeitpunkten Osyn, 300 N, 400 N, Final). In der Gruppe Fixateur interne war die Kompressionskraft konstant signifikant höher (vgl. Grafik 14, Tabelle 2).

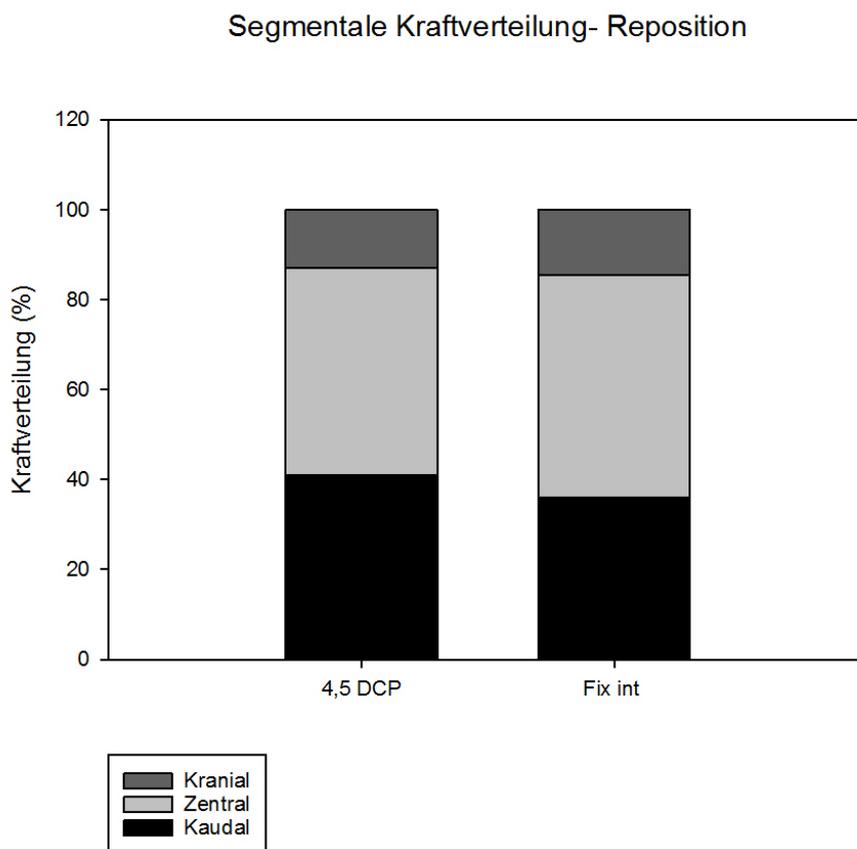
## Ergebnisse

Lediglich zum Zeitpunkt Reposition ergaben sich keine signifikanten Unterschiede ( $p > 0,05$ ). Dies war jedoch auch nicht anders zu erwarten, da die Reposition vor Durchführung der Osteosynthese standardisiert für alle Beckenmodelle durchgeführt wurde und somit zu diesem Zeitpunkt die Kompressionskraft für beide Versuchsgruppen annähernd gleich war.

		<b>4,5 DCP</b>	<b>Fix int</b>
<b>Reposition (Repo)</b>	Mean	50,73	51,2
	SD	0,71	0,94
<b>Osteosynthese (Osyn)</b>	Mean	124,37	222,77
	SD	19,71	45,65
<b>300 N</b>	Mean	78,27	175,5
	SD	14,84	47,96
<b>400 N</b>	Mean	60,55	154,48
	SD	13,37	45,4
<b>Final</b>	Mean	109,27	210,28
	SD	15,86	52,3

**Tabelle 2: Kompressionskraft im Symphysenspalt**  
**Werte als Mittelwerte (Mean) und Standardabweichung (SD)**  
**Werte in Newton**

Wie in Kapitel 6.2.4 Parameter beschrieben wurden die Parameter Kompressionskraft und Kontaktfläche zusätzlich anhand ihrer segmentalen Verteilung verglichen. Auch hier zeigte sich die Versorgung mittels Fixateur interne der Plattenosteosynthese eindeutig überlegen mit einer homogeneren Kraft- bzw. Kontaktflächenverteilung.



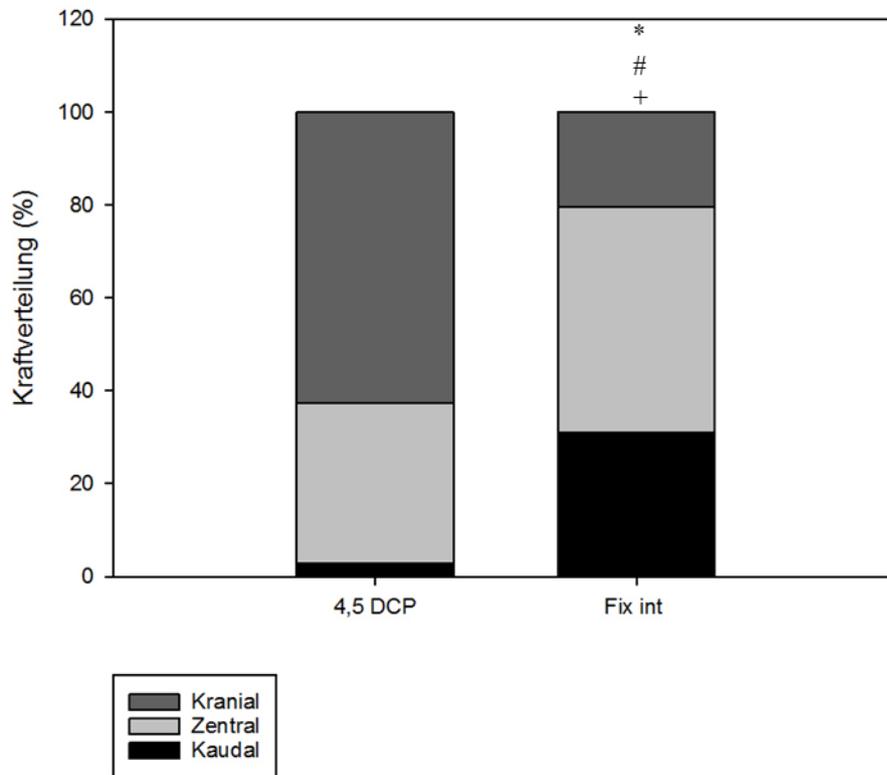
**Grafik 15: Segmentale Kraftverteilung zum Zeitpunkt Reposition**

**Mittelwerte in Prozent**

**Keine signifikanten Unterschiede,  $p > 0,05$**

Betrachtet man die segmentale Kraftverteilung zum Zeitpunkt Reposition ergaben sich, wie zuvor bereits erläutert, aufgrund der standardisierten Durchführung der Reposition keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen (vgl. Grafik 15, Tabelle 3).

### Segmentale Kraftverteilung- Osteosynthese



**Grafik 16: Segmentale Kraftverteilung zum Zeitpunkt Osteosynthese  
Mittelwerte in Prozent**

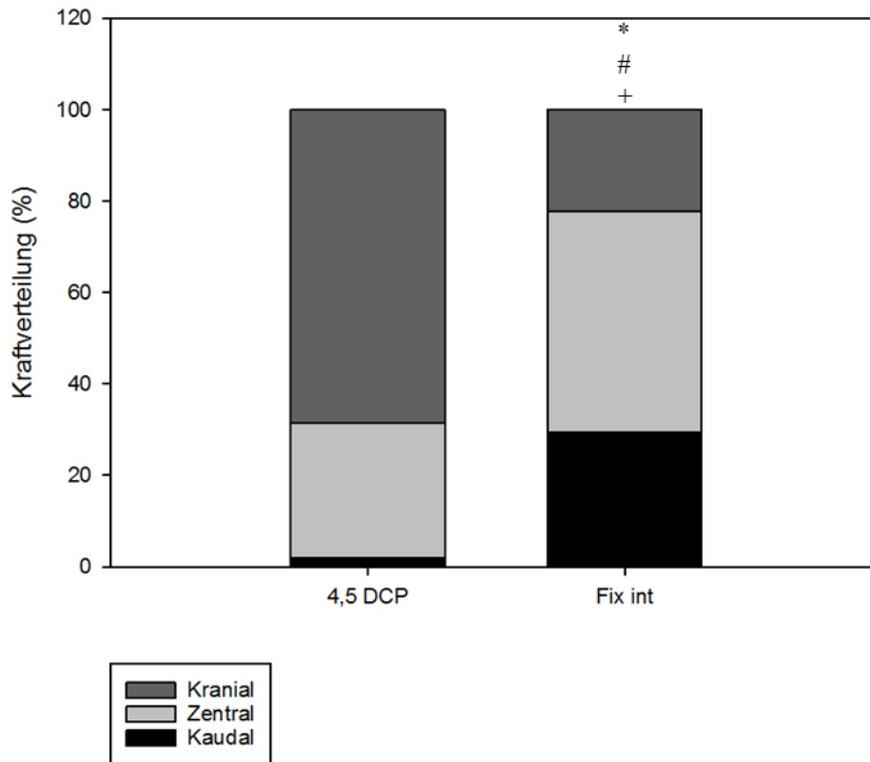
\* Signifikante Unterschiede Kranial 4,5 DCP vs. Kranial Fixateur interne,  $p < 0,05$

# Signifikante Unterschiede Zentral 4,5 DCP vs. Zentral Fixateur interne,  $p < 0,05$

+ Signifikante Unterschiede Kaudal 4,5 DCP vs. Kaudal Fixateur interne,  $p < 0,05$

Zum Zeitpunkt Osteosynthese ergaben sich für alle Segmente signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen (Kraniales Segment Fixateur interne  $M = 20,49 \% \pm 17,7 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 62,68 \% \pm 17,7 \%$  zum Zeitpunkt Osteosynthese,  $p < 0,001$ ; Zentrales Segment Fixateur interne  $M = 48,45 \% \pm 8,7 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 34,53 \% \pm 14,8 \%$  zum Zeitpunkt Osteosynthese,  $p = 0,038$ ; Kaudales Segment Fixateur interne  $M = 31,05 \% \pm 21,1 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 2,8 \% \pm 3,8 \%$  zum Zeitpunkt Osteosynthese,  $p = 0,001$ ) (vgl. Grafik 16, Tabelle 3).

### Segmentale Kraftverteilung- 300 N



**Grafik 17: Segmentale Kraftverteilung zum Zeitpunkt 300 N**  
**Mittelwerte in Prozent**

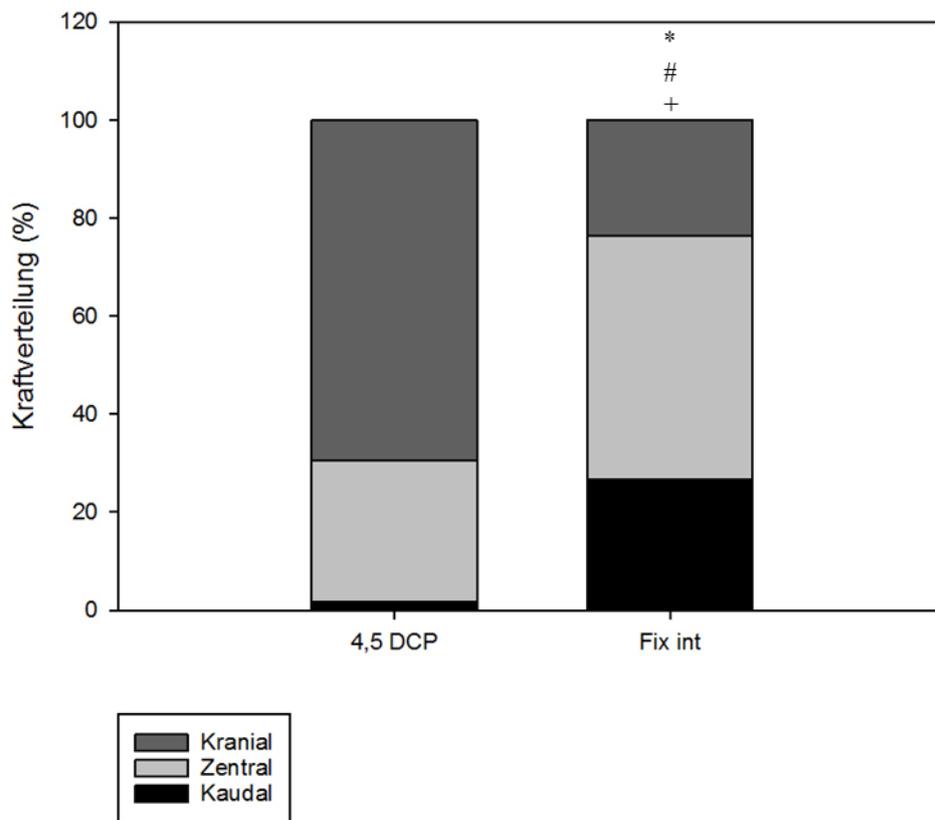
\* **Signifikante Unterschiede Kranial 4,5 DCP vs. Kranial Fixateur interne,  $p < 0,05$**

# **Signifikante Unterschiede Zentral 4,5 DCP vs. Zentral Fixateur interne,  $p < 0,05$**

+ **Signifikante Unterschiede Kaudal 4,5 DCP vs. Kaudal Fixateur interne,  $p < 0,05$**

Auch unter 300 N axialer Belastung ergaben sich durchweg signifikante Unterschiede zwischen den beiden Versuchsgruppen für alle Segmente (Kraniales Segment Fixateur interne  $M = 22,09 \% \pm 18,8 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 68,63 \% \pm 18,7 \%$  zum Zeitpunkt 300 N,  $p < 0,001$ ; Zentrales Segment Fixateur interne  $M = 48,54 \% \pm 8,1 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 29,4 \% \pm 16,1 \%$  zum Zeitpunkt 300 N,  $p = 0,009$ ; Kaudales Segment Fixateur interne  $M = 29,35 \% \pm 20,12 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 1,99 \% \pm 4,2 \%$  zum Zeitpunkt 300 N,  $p < 0,001$ ) (vgl. Grafik 17, Tabelle 3).

Segmentale Kraftverteilung- 400 N



**Grafik 18: Segmentale Kraftverteilung zum Zeitpunkt 400 N**

**Mittelwerte in Prozent**

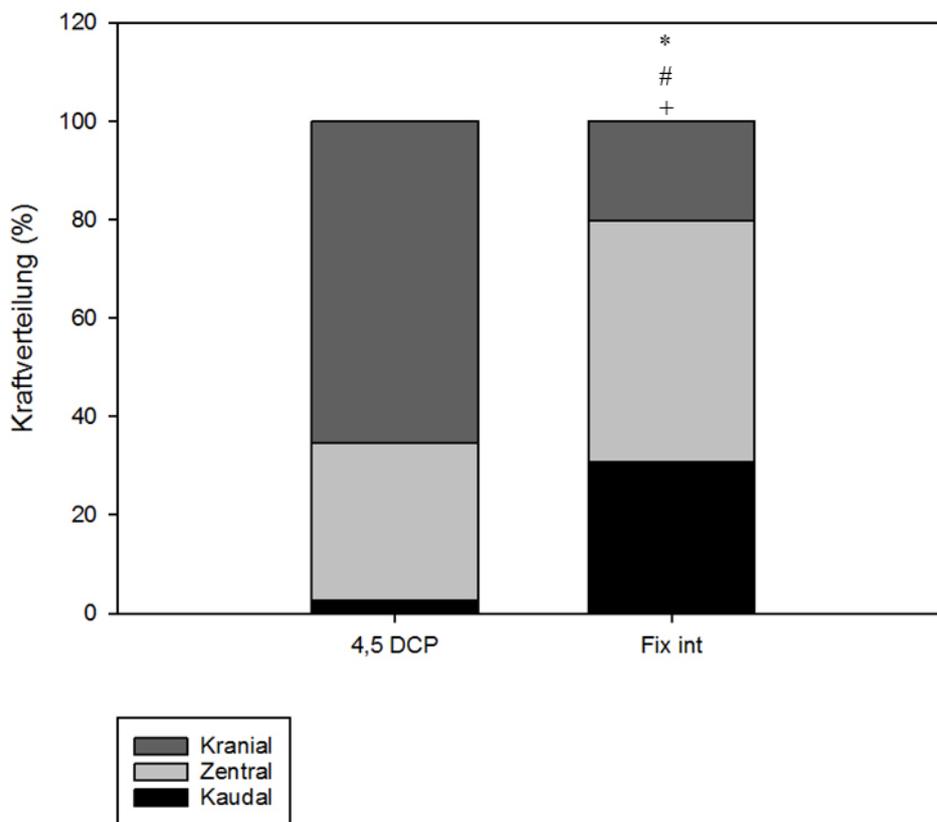
\* **Signifikante Unterschiede Kranial 4,5 DCP vs. Kranial Fixateur interne,  $p < 0,05$**

# **Signifikante Unterschiede Zentral 4,5 DCP vs. Zentral Fixateur interne,  $p < 0,05$**

+ **Signifikante Unterschiede Kaudal 4,5 DCP vs. Kaudal Fixateur interne,  $p < 0,05$**

Unter 400 N axialer Belastung zeigten sich ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen für alle Segmente (Kraniales Drittel Fixateur interne  $M = 23,61 \% \pm 19,9 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 69,35 \% \pm 19 \%$  zum Zeitpunkt 400 N,  $p < 0,001$ ; Zentrales Drittel Fixateur interne  $M = 49,73 \% \pm 8,4 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 28,98 \% \pm 16,7 \%$  zum Zeitpunkt 400 N,  $p = 0,021$ ; Kaudales Drittel Fixateur interne  $M = 26,69 \% \pm 19,1 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 1,66 \% \pm 3,5 \%$  zum Zeitpunkt 400 N,  $p < 0,001$ ) (vgl. Grafik 18, Tabelle 3).

### Segmentale Kraftverteilung- Final



**Grafik 19: Segmentale Kraftverteilung zum Zeitpunkt Final**

**Mittelwerte in Prozent**

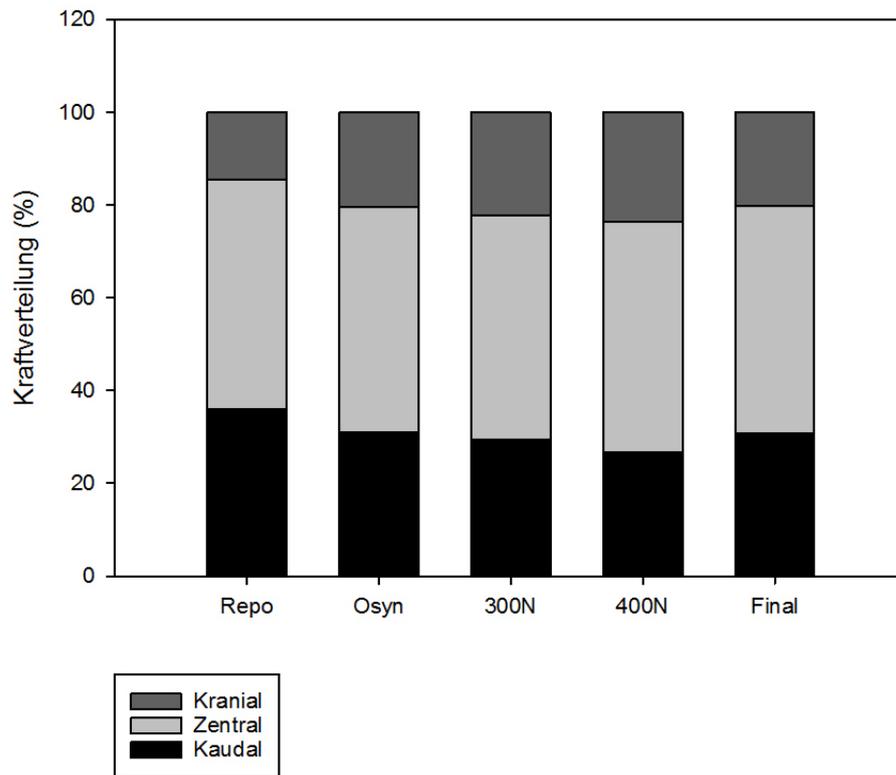
**\* Signifikante Unterschiede Kranial 4,5 DCP vs. Kranial Fixateur interne,  $p < 0,05$**

**# Signifikante Unterschiede Zentral 4,5 DCP vs. Zentral Fixateur interne,  $p < 0,05$**

**+ Signifikante Unterschiede Kaudal 4,5 DCP vs. Kaudal Fixateur interne,  $p < 0,05$**

Nach den Belastungsversuchen zum Zeitpunkt Final blieben die signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Versuchsgruppen bestehen (Kraniales Drittel Fixateur interne  $M = 20,16 \% \pm 17,6 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 65,48 \% \pm 17,8 \%$  zum Zeitpunkt Final,  $p < 0,001$ ; Zentrales Drittel Fixateur interne  $M = 49 \% \pm 8,6 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 31,98 \% \pm 14,8 \%$  zum Zeitpunkt Final,  $p = 0,014$ ; Kaudales Drittel Fixateur interne  $M = 30,84 \% \pm 20,2 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 2,58 \% \pm 3,8 \%$  zum Zeitpunkt Final,  $p = 0,001$ ) (vgl. Grafik 19, Tabelle 3).

### Segmentale Kraftverteilung- Fixateur interne



**Grafik 20: Segmentale Kraftverteilung bei einer osteosynthetischen Versorgung mittels Fixateur interne**

**Mittelwerte in Prozent**

**Keine signifikanten Unterschiede,  $p > 0,05$**

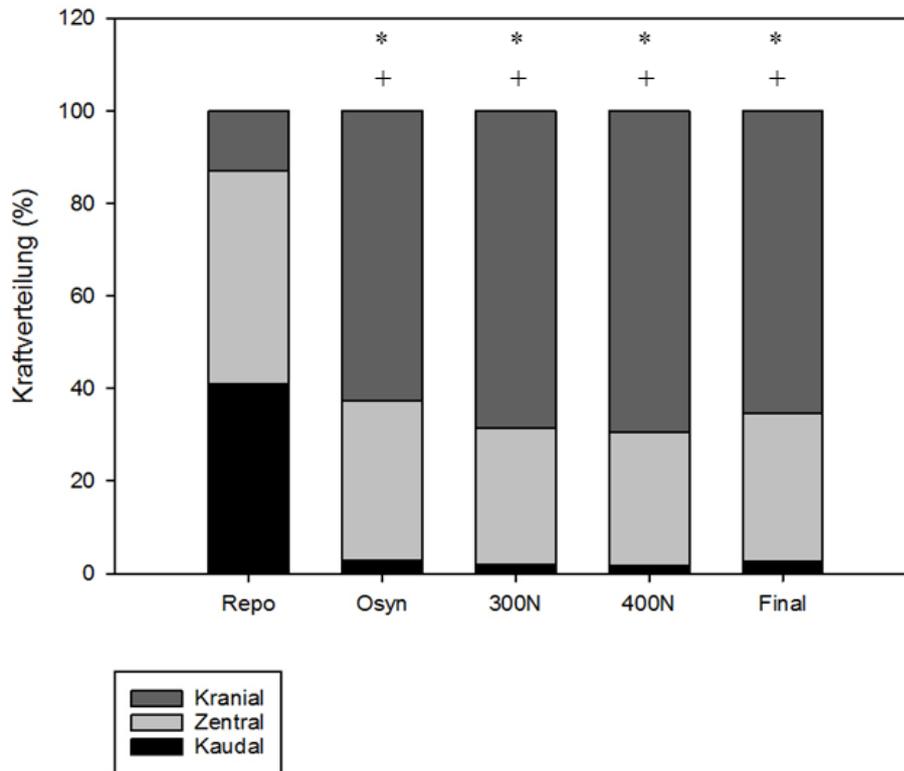
Betrachtet man die segmentale Auswertung der Kraftverteilung in der Gruppe Fixateur interne über den gesamten Versuchsablauf hinweg, so zeigen sich keine signifikanten Unterschiede. Dies verdeutlicht eindrücklich, dass bei einer Versorgung mittels Fixateur interne die Kraftverteilung im Symphysenspalt vor, während und nach axialer Belastung ohne signifikante Veränderungen aufrechterhalten werden kann (vgl. Grafik 20, Tabelle 3).

Ergebnisse

			4,5 DCP	Fix int	
<b>Reposition (Repo)</b>	Segment 1	Mean	12,79	14,51	
		SD	10,4	7	
	Segment 2	Mean	46,14	49,54	
		SD	4,7	3,9	
	Segment 3	Mean	41,06	35,98	
		SD	14,1	9,2	
<b>Osteosynthese (Osyn)</b>	Segment 1	Mean	62,68	20,49	
		SD	17,7	17,7	
	Segment 2	Mean	34,53	48,45	
		SD	14,8	8,7	
	Segment 3	Mean	2,8	31,05	
		SD	3,8	21,1	
	<b>300 N</b>	Segment 1	Mean	68,63	22,09
			SD	18,7	18,8
		Segment 2	Mean	29,4	48,54
			SD	16,1	8,1
		Segment 3	Mean	1,99	29,35
			SD	4,2	20,12
<b>400 N</b>	Segment 1	Mean	69,35	23,61	
		SD	19	19,9	
	Segment 2	Mean	28,98	49,73	
		SD	16,7	8,4	
	Segment 3	Mean	1,66	26,69	
		SD	3,5	19,1	
<b>Final</b>	Segment 1	Mean	65,48	20,16	
		SD	17,8	17,6	
	Segment 2	Mean	31,98	49	
		SD	14,8	8,6	
	Segment 3	Mean	2,58	30,84	
		SD	3,8	20,2	

**Tabelle 3: Segmentale Verteilung der Kompressionskraft im Symphysenspalt**  
**Werte als Mittelwert (Mean) und Standardabweichung (SD)**  
**Werte in Prozent**

Segmentale Kraftverteilung- 4,5 DC Stahlplatte



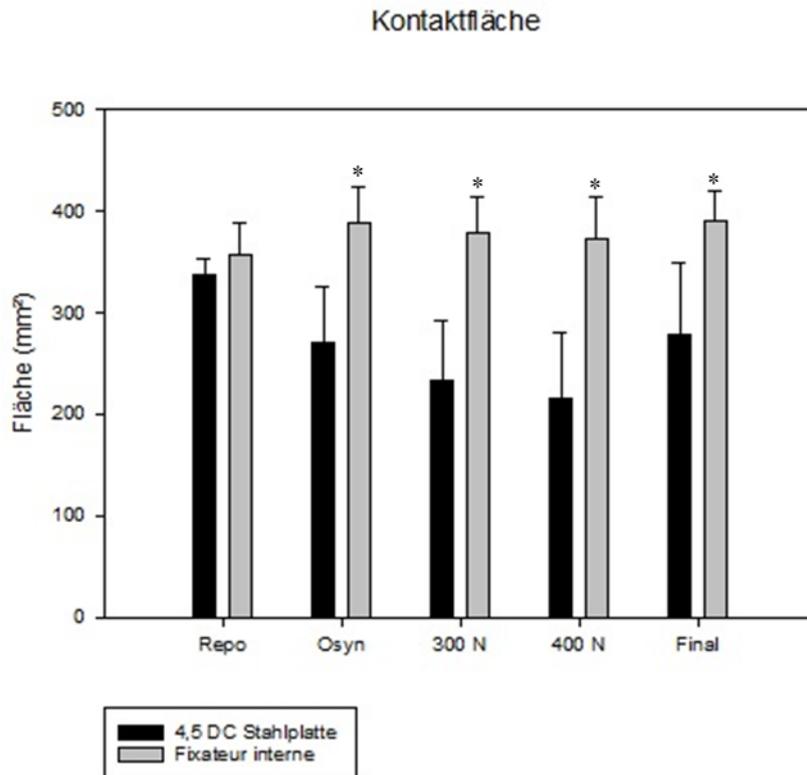
**Grafik 21: Segmentale Kraftverteilung bei Plattenosteosynthese  
Mittelwerte in Prozent**

**\* Signifikante Unterschiede  $p < 0,05$**   
 Kranial Repo vs. Kranial Osyn  
 Kranial Repo vs. Kranial 300 N  
 Kranial Repo vs. Kranial 400 N  
 Kranial Repo vs. Kranial Final

**+ Signifikante Unterschiede  $p < 0,05$**   
 Kaudal Repo vs. Kaudal Osyn  
 Kaudal Repo vs. Kaudal 300 N  
 Kaudal Repo vs. Kaudal 400 N  
 Kaudal Repo vs. Kaudal Final

**Zentral keine signifikanten Unterschiede,  $p > 0,05$**

Betrachtet man die Kraftverteilung in der Gruppe Plattenosteosynthese während des Versuchsablaufs, so ergeben sich signifikante Unterschiede zwischen den kranialen und kaudalen Segmenten. Der Großteil der intrasymphyären Kraft verschiebt sich in den kranialen Anteil, wohingegen im Bereich des kaudalen Segmentes weniger als 5% der Kraft zu wirken kommen (vgl. Grafik 21, Tabelle 3).



**Grafik 22: Kontaktfläche im Symphysenspalt**

Werte als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung

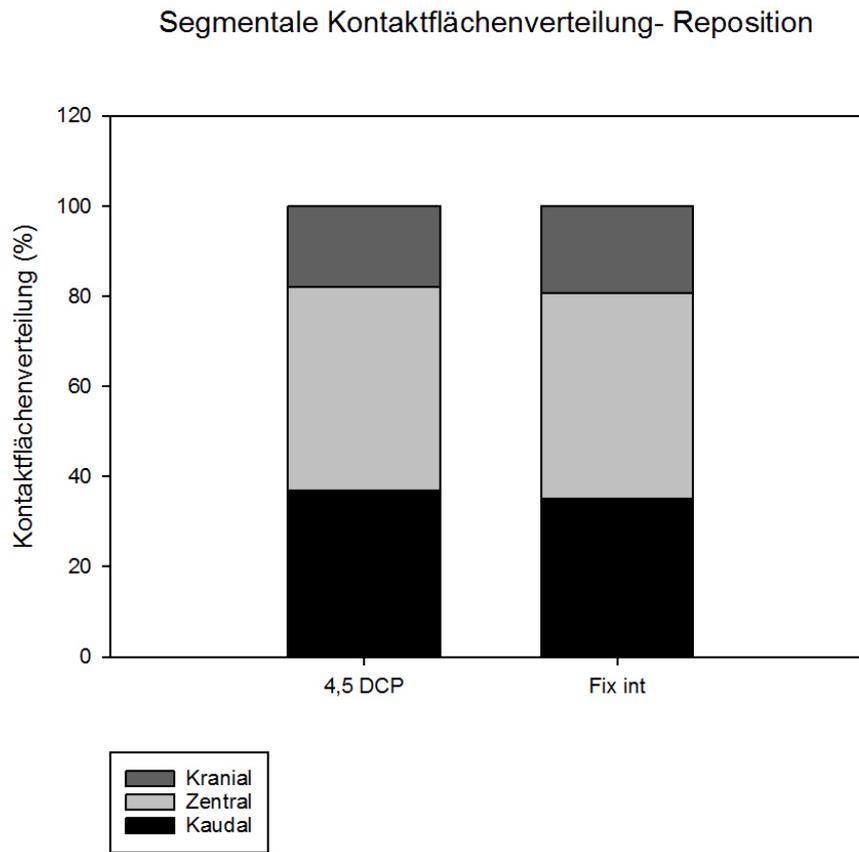
\* Signifikante Unterschiede 4,5 DCP vs. Fixateur interne,  $p < 0,05$

Die Kontaktfläche im Symphysenspalt zeigte signifikante Unterschiede zwischen den beiden Versuchsgruppen nach Abschluss der Osteosynthese (4,5 DCP  $M = 270,63 \text{ mm}^2 \pm 19,4 \text{ mm}^2$  vs. Fixateur interne  $M = 389,38 \text{ mm}^2 \pm 12,16 \text{ mm}^2$ ), bei axialer Belastung mit 300 N (4,5 DCP  $M = 232,75 \text{ mm}^2 \pm 21,29 \text{ mm}^2$  vs. Fixateur interne  $M = 379,38 \text{ mm}^2 \pm 12,69 \text{ mm}^2$ ) und 400 N (4,5 DCP  $M = 215,88 \text{ mm}^2 \pm 23,28 \text{ mm}^2$  vs. Fixateur interne  $M = 373,75 \text{ mm}^2 \pm 14,21 \text{ mm}^2$ ) und nach Abschluss der Belastung (4,5 DCP  $M = 279,5 \text{ mm}^2 \pm 24,91 \text{ mm}^2$  vs. Fixateur interne  $M = 391 \text{ mm}^2 \pm 10,63 \text{ mm}^2$ ) (4,5 DCP vs. Fixateur interne,  $p < 0,001$  zu den Zeitpunkten Osyn und 300 N,  $p = 0,001$  zum Zeitpunkt 400 N und Final). In der Gruppe Fixateur interne war die Kontaktfläche konstant signifikant höher.

Auch hier ließen sich zum Zeitpunkt Reposition keine signifikanten Unterschiede ( $p > 0,05$ ) ausmachen. Aufgrund der standardisierten Durchführung der Reposition war, wie auch bei der Betrachtung der Kompressionskraft, kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen zu erwarten (vgl. Grafik 22, Tabelle 4).

		<b>4,5 DCP</b>	<b>Fix int</b>
<b>Reposition (Repo)</b>	Mean	337,25	357,25
	SD	17,15	31,9
<b>Osteosynthese (Osyn)</b>	Mean	270,63	389,38
	SD	54,88	34,4
<b>300 N</b>	Mean	232,75	379,38
	SD	60,49	35,9
<b>400 N</b>	Mean	215,88	373,75
	SD	65,84	40,2
<b>Final</b>	Mean	279,5	391
	SD	70,45	30,1

**Tabelle 4: Kontaktfläche im Symphysenspalt**  
Werte als Mittelwerte (Mean) und Standardabweichung (SD)  
Werte in mm<sup>2</sup>

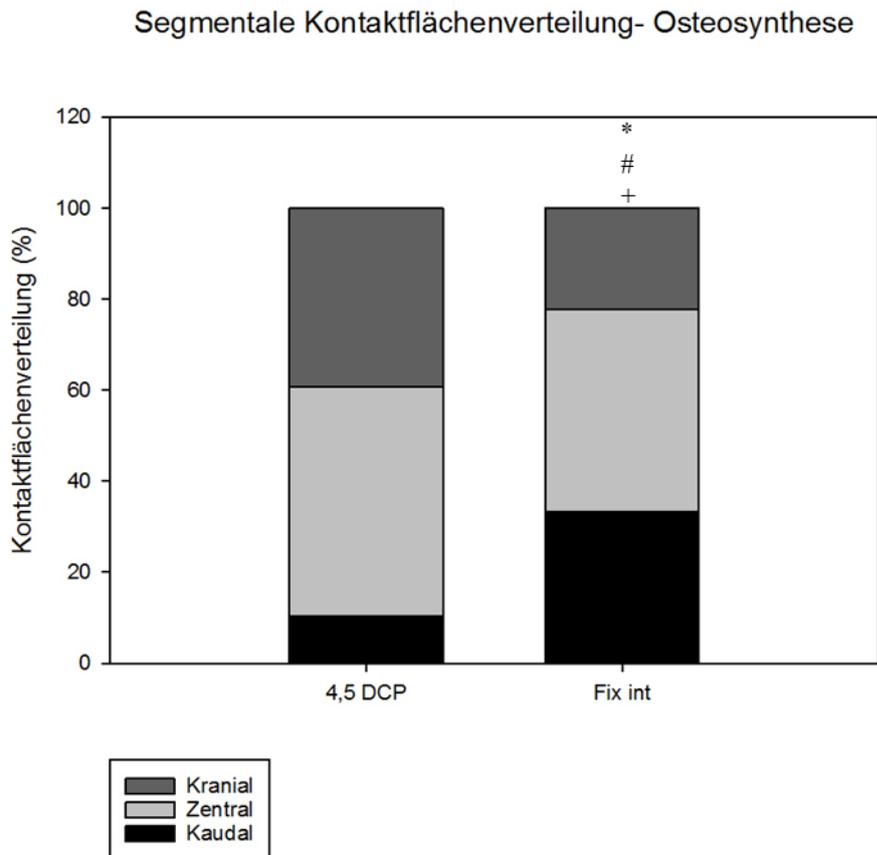


**Grafik 23: Segmentale Kontaktflächenverteilung zum Zeitpunkt Reposition**

**Mittelwerte in Prozent**

**Keine signifikanten Unterschiede,  $p > 0,05$**

Aufgrund der standardisierten Durchführung der Reposition ergaben sich auch bei der Betrachtung der Kontaktflächenverteilung zum Zeitpunkt Reposition keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Versuchsgruppen (vgl. Grafik 23, Tabelle 5).



**Grafik 24: Segmentale Kontaktflächenverteilung zum Zeitpunkt Osteosynthese  
Mittelwerte in Prozent**

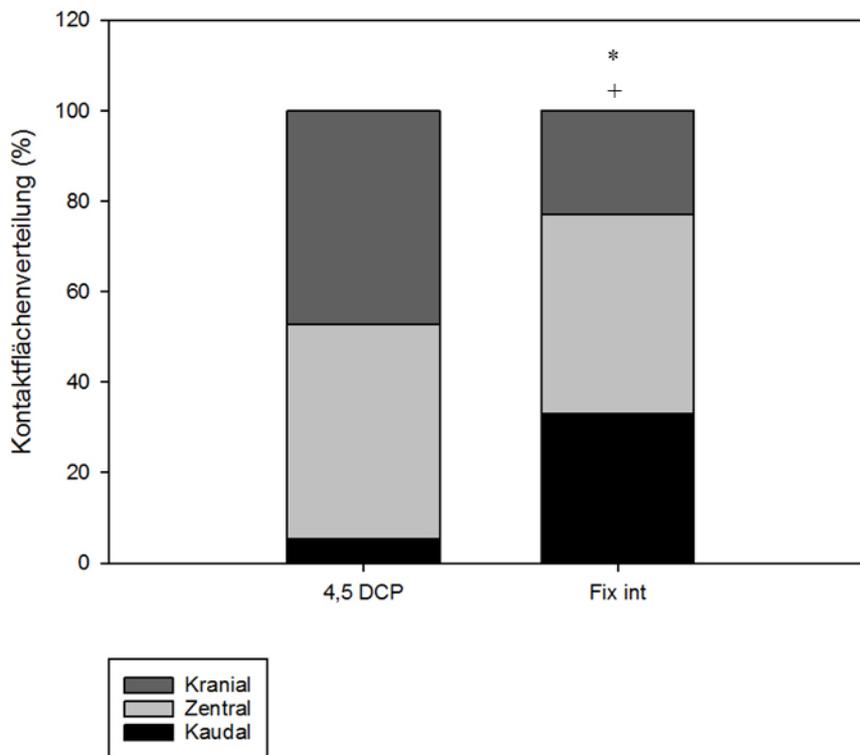
\* **Signifikante Unterschiede Kranial 4,5 DCP vs. Kranial Fixateur interne,  $p < 0,05$**

# **Signifikante Unterschiede Zentral 4,5 DCP vs. Zentral Fixateur interne,  $p < 0,05$**

+ **Signifikante Unterschiede Kaudal 4,5 DCP vs. Kaudal Fixateur interne,  $p < 0,05$**

Zum Zeitpunkt Osteosynthese zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen den beiden Versuchsgruppen für alle drei Segmente (Kraniales Segment Fixateur interne  $M = 22,19 \% \pm 8,8 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 39,26 \% \pm 9,8 \%$  zum Zeitpunkt Osyn,  $p = 0,002$ ; Zentrales Segment Fixateur interne  $M = 44,58 \% \pm 2,8 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 50,38 \% \pm 5,5 \%$  zum Zeitpunkt Osyn,  $p = 0,019$ ; Kaudales Segment Fixateur interne  $M = 33,21 \% \pm 8,8 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 10,36 \% \pm 9,6 \%$  zum Zeitpunkt Osyn,  $p < 0,001$ ) (vgl. Grafik 24, Tabelle 5).

Segmentale Kontaktflächenverteilung- 300 N



**Grafik 25: Segmentale Kontaktflächenverteilung zum Zeitpunkt 300 N**

**Mittelwerte in Prozent**

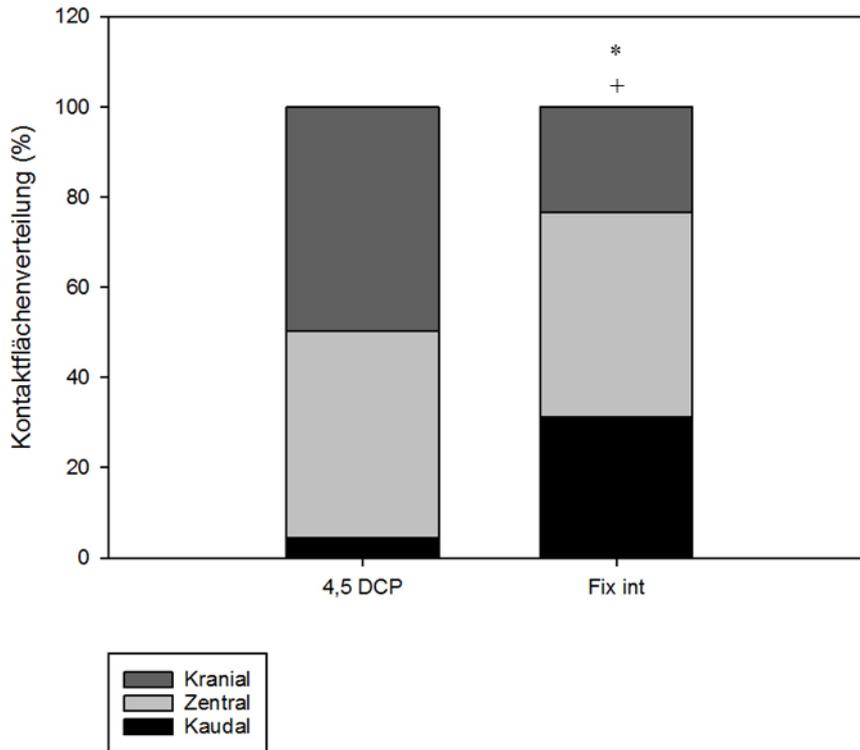
**\* Signifikante Unterschiede Kranial 4,5 DCP vs. Kranial Fixateur interne,  $p < 0,05$**

**+ Signifikante Unterschiede Kaudal 4,5 DCP vs. Kaudal Fixateur interne,  $p < 0,05$**

**Keine signifikanten Unterschiede zentral,  $p > 0,05$**

Unter einer axialen Belastung mit 300 N zeigten sich signifikante Unterschiede in den kranialen und kaudalen Segmenten zwischen den beiden Gruppen (Kraniales Segment Fixateur interne  $M = 22,95 \% \pm 9,2 \%$  vs. 4,5 DCP  $47,19 \% \pm 12,5 \%$  zum Zeitpunkt 300 N,  $p < 0,001$ ; Kaudales Segment Fixateur interne  $M = 33,05 \% \pm 9,9 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 5,36 \% \pm 9,4 \%$  zum Zeitpunkt 300 N,  $p < 0,001$ ) (vgl. Grafik 25, Tabelle 5).

Segmentale Kontaktflächenverteilung- 400 N



**Grafik 26: Segmentale Kontaktflächenverteilung zum Zeitpunkt 400 N**

**Mittelwerte in Prozent**

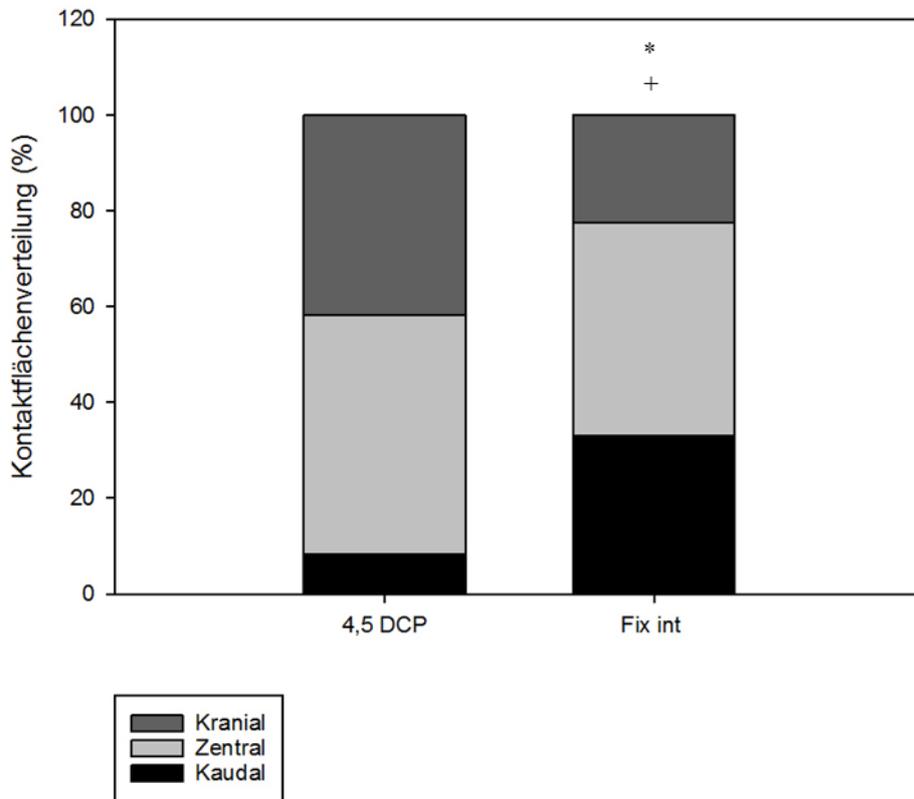
**\* Signifikante Unterschiede Kranial 4,5 DCP vs. Kranial Fixateur interne,  $p < 0,05$**

**+ Signifikante Unterschiede Kaudal 4,5 DCP vs. Kaudal Fixateur interne,  $p < 0,05$**

**Keine signifikanten Unterschiede zentral,  $p > 0,05$**

Unter einer axialen Belastung mit 400 N zeigten sich ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen den kranialen und kaudalen Dritteln der Kontaktfläche zwischen den beiden Versuchsgruppen (Kraniales Segment Fixateur interne  $M = 23,38 \% \pm 9,7 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 49,59 \% \pm 12,2 \%$  zum Zeitpunkt 400 N,  $p < 0,001$ ; Kaudales Segment Fixateur interne  $M = 31,2 \% \pm 11,2 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 4,46 \% \pm 7,9 \%$  zum Zeitpunkt 400 N,  $p < 0,001$ ) (vgl. Grafik 26, Tabelle 5).

Segmentale Kontaktflächenverteilung- Final



**Grafik 27: Segmentale Kontaktflächenverteilung zum Zeitpunkt Final**  
**Mittelwerte in Prozent**

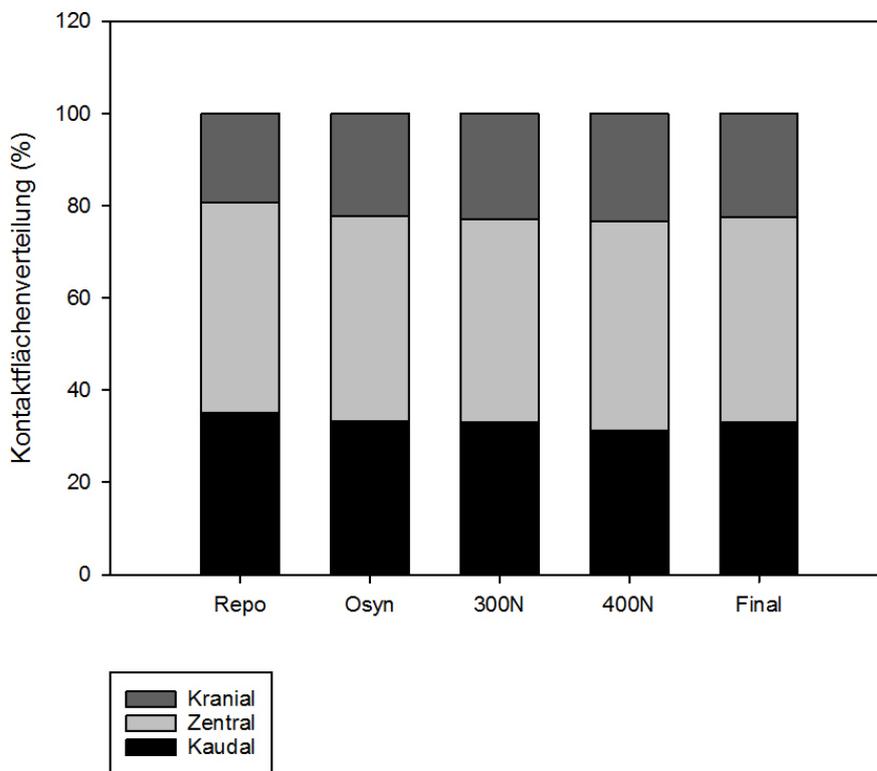
\* Signifikante Unterschiede Kranial 4,5 DCP vs. Kranial Fixateur interne,  $p < 0,05$

+ Signifikante Unterschiede Kaudal 4,5 DCP vs. Kaudal Fixateur interne,  $p < 0,05$

Keine signifikanten Unterschiede zentral,  $p > 0,05$

Nach den Belastungsversuchen, zum Zeitpunkt Final, ergaben sich wieder signifikante Unterschiede im kranialen und kaudalen Drittel der Kontaktfläche zwischen den beiden Versuchsgruppen (Kraniales Drittel Fixateur interne  $M = 22,39 \% \pm 8,5 \%$  vs. 4,5 DCP  $M = 41,76 \% \pm 10,8 \%$  zum Zeitpunkt Final,  $p = 0,001$ ; Kaudales Segment Fixateur interne  $M = 33,13 \% \pm 9 \%$  vs. 4,5 DCP  $8,24 \% \pm 9,1 \%$  zum Zeitpunkt Final,  $p < 0,001$ ) (vgl. Grafik 27, Tabelle 5).

Segmentale Kontaktflächenverteilung- Fixateur interne



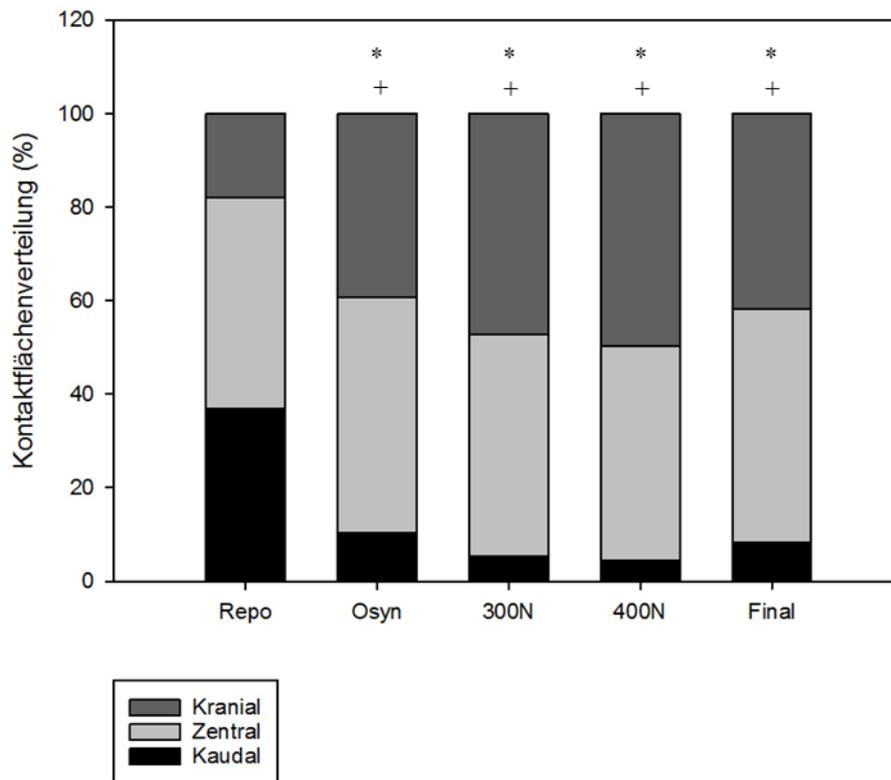
**Grafik 28: Segmentale Kontaktflächenverteilung bei einer osteosynthetischen Versorgung mittels Fixateur interne**

**Mittelwerte in Prozent**

**Keine signifikanten Unterschiede,  $p > 0,05$**

Betrachtet man zusammenfassend die segmentale Auswertung der Kontaktflächenverteilung in der Gruppe Fixateur interne über den gesamten Versuchsablauf hinweg, so ließen sich keine signifikanten Unterschiede erkennen. Dies zeigt, dass bei einer Versorgung mittels Fixateur interne die Kontaktflächenverteilung im Symphysenspalt vor, während und nach axialer Belastung ohne signifikante Veränderungen aufrechterhalten werden kann (vgl. Grafik 28, Tabelle 5).

Segmentale Kontaktflächenverteilung- 4,5 DC Stahlplatte



**Grafik 29: Segmentale Kontaktflächenverteilung bei Plattenosteosynthese  
Mittelwerte in Prozent**

**\* Signifikante Unterschiede**   Kranial Repo vs. Kranial Osyn  
   Kranial Repo vs. Kranial 300 N  
   Kranial Repo vs. Kranial 400 N  
   Kranial Repo vs. Kranial Final

**+ Signifikante Unterschiede**   Kaudal Repo vs. Kaudal Osyn  
   Kaudal Repo vs. Kaudal 300 N  
   Kaudal Repo vs. Kaudal 400 N  
   Kaudal Repo vs. Kaudal Final

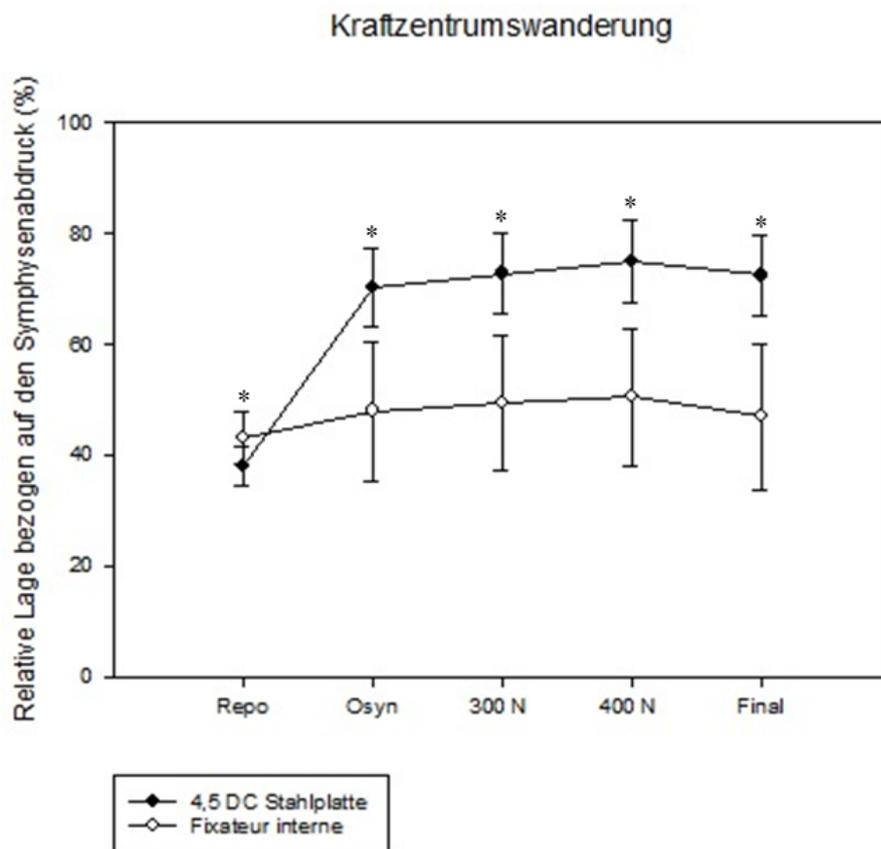
**Zentral keine signifikanten Unterschiede,  $p > 0,05$**

Betrachtet man schließlich die Kontaktflächenverteilung in der Gruppe Plattenosteosynthese während des Versuchsablaufs, so ergeben sich signifikante Unterschiede zwischen den kranialen und kaudalen Segmenten. Besonders zu beachten ist hierbei, dass die Kontaktfläche im kaudalen Drittel des Symphysenabdrucks bereits nach Abschluss der Osteosynthese weniger als 10 % der Gesamtkontaktfläche ausmacht (vgl. Grafik 29, Tabelle 5).

Ergebnisse

			4,5 DCP	Fix int	
<b>Reposition (Repo)</b>	Segment 1	Mean			
			17,98	19,25	
		SD		7,1	5,1
	Segment 2	Mean		45,23	45,61
	SD		2,2	3	
Segment 3	Mean		36,83	35,13	
	SD		9	5,8	
<b>Osteosynthese (Osyn)</b>	Segment 1	Mean			
			39,26	22,19	
		SD		9,8	8,8
	Segment 2	Mean		50,38	44,58
	SD		5,5	2,8	
Segment 3	Mean		10,36	33,21	
	SD		9,6	8,8	
<b>300 N</b>	Segment 1	Mean			
			47,19	22,95	
		SD		12,5	9,2
	Segment 2	Mean		47,44	44,01
	SD		8,5	3,2	
Segment 3	Mean		5,36	33,05	
	SD		9,4	9,9	
<b>400 N</b>	Segment 1	Mean			
			49,59	23,38	
		SD		12,2	9,7
	Segment 2	Mean		45,93	45,43
	SD		7,9	3,8	
Segment 3	Mean		4,46	31,2	
	SD		7,9	11,2	
<b>Final</b>	Segment 1	Mean			
			41,76	22,39	
		SD		10,8	8,5
	Segment 2	Mean		50,01	44,53
	SD		6,4	3,5	
Segment 3	Mean		8,24	33,13	
	SD		9,1	9	

**Tabelle 5: Segmentale Verteilung der Kontaktfläche im Symphysenspalt**  
**Werte als Mittelwerte (Mean) und Standardabweichung (SD)**  
**Werte in Prozent**



**Grafik 30: Relative Lage des Kraftzentrums entlang der Längsausdehnung des Symphysenabdrucks, Werte als Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichung**  
 \* Signifikante Unterschiede 4,5 DCP vs. Fixateur interne,  $p < 0,05$

	<b>4,5 DCP</b>	<b>Fix int</b>	<b>Signifikanz</b>
Repo	38,038	42,925	*
Osyn	71,450	47,550	*
300 N	73,925	48,912	*
400 N	75,263	50	*
Final	72,550	47,013	*
$\Delta$ Final- Repo	34,512	4,088	

**Tabelle 6: Relative Lage des Kraftzentrums entlang des Symphysenabdrucks**  
**Werte als Mittelwerte in Prozent**  
**Signifikante Unterschiede (\*) Fixateur interne vs. 4,5 DCP,  $p < 0,05$**

Die Position des Kraftzentrums wurde als relative Lage entlang der Längsausdehnung des Symphysenabdrucks angegeben. Hierbei entsprachen 0 % dem kaudalsten Punkt des Symphysenabdrucks und 100 % dem kranialsten Punkt. Wie zuvor beschrieben wird eine mittige Lage des Kraftzentrums, also ein Wert von 50 %, als wünschenswert erachtet. Wie in Grafik 30 ersichtlich verbleibt das Kraftzentrum bei einer Osteosynthese mittels Fixateur interne über den gesamten Versuchsablauf zentral, bezogen auf den Symphysenabdruck, wohingegen das Kraftzentrum bei einer Versorgung durch die 4,5 mm DC Stahlplatte deutlich in den kranialen Bereich wandert. Die Unterschiede bezüglich der Lage des Kraftzentrums zwischen den beiden Versuchsgruppen sind für alle Messzeitpunkte signifikant. Bezogen auf die Lage des Kraftzentrums zeigt sich der Fixateur interne durchweg signifikant überlegen im Vergleich zur Plattenosteosynthese.

Zum Zeitpunkt Reposition ergaben sich für die Gruppe Plattenosteosynthese Mean 38,038 % und SD 3,4 % und für die Gruppe Fixateur interne Mean 42,925 % und SD 4,6 % (4,5 DCP vs. Fixateur interne  $p = 0,023$  zum Zeitpunkt Repo). In der Gruppe Plattenosteosynthese ergaben sich zum Zeitpunkt Osteosynthese Mean 71,450 % und SD 7,1 %, im Vergleich dazu ergaben sich für die Gruppe Fixateur interne Mean 47,550 % und SD 12,6 %. Zum Zeitpunkt 300 N ergaben sich analog für die Gruppe Plattenosteosynthese Mean 73,925 % und SD 7,2 % und in der Gruppe Fixateur interne betragen Mean 48,912 % und SD 12 %. Unter einer

## Ergebnisse

axialen Belastung von 400 N betragen in der Gruppe Plattenosteosynthese Mean 75,263 % und SD 7,5 % und für die Gruppe Fixateur interne Mean 50 % und SD 12,5 %. Nach Abschluss der Belastungsversuche, also zum Zeitpunkt Final, waren in der Gruppe Plattenosteosynthese Mean 72,550 % und SD 7,2 % und für die Gruppe Fixateur interne ergaben sich im Vergleich dazu Mean 47,013 % und SD 13,2 % (4,5 DCP vs. Fixateur interne  $p < 0,001$  für die Zeitpunkte Osyn, 300 N, 400 N und Final) (vgl. Grafik 30, Tabelle 6)

### **7.3 Zusammenfassung der Ergebnisse**

Betrachtet man die dreidimensionale Bewegungsanalyse, also die Messung der Bewegungen entlang der drei Achsen, so ergeben sich keine relevanten signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Versuchsgruppen. Dies deutet darauf hin, dass beide zu vergleichenden Osteosyntheseverfahren eine ähnliche Stabilität des Beckenringgefüges erzeugen und unter axialer Belastung aufrechterhalten können.

Die Messungen im Symphysenspalt hingegen zeigen überwiegend signifikante Unterschiede zwischen den beiden Versuchsgruppen. Bei den, mittels Fixateur interne osteosynthetisch versorgten, Beckenmodellen zeigt sich eine signifikant höhere intrasymphysäre Kompressionskraft, sowie eine signifikant höhere Kontaktfläche im Symphysenspalt über den gesamten Versuchsablauf, verglichen mit den Beckenmodellen, die mittels Plattenosteosynthese versorgt wurden. Des Weiteren zeigt sich eine homogene Verteilung der Kompressionskraft und Kontaktfläche über den Symphysenabdruck und eine zentrale Lage des Kraftzentrums bezogen auf den Symphysenabdruck über den kompletten Versuchsablauf in der Gruppe Fixateur interne. In der Gruppe Plattenosteosynthese zeigt sich eine deutliche Kranialisierung des Kraftzentrums, verbunden mit einer inhomogenen Verteilung der Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt. Hier ist vor allem hervorzuheben, dass bei der Plattenosteosynthese im plattenfernen Drittel des Symphysenabdrucks kaum messbarer Kontakt zwischen den beiden Symphysenanteilen zustande kommt, was auf eine deutlich schlechtere Ausgangssituation zur anatomischen Heilung hinweist.

## 8 Diskussion

Ziel dieser Arbeit war es ein neues minimalinvasives Versorgungsprinzip für Open Book-Verletzungen der Symphyse mit einem etablierten Verfahren hinsichtlich erzeugter Stabilität und intrasymphysärer Kontaktfläche und Kompressionskraft zu vergleichen. Dazu wurden in dieser Studie erstmalig Messungen mit einer Sensorfolie im Symphysenspalt während der Belastungsversuche durchgeführt und gleichzeitig mit einem ultraschallbasierten System die dreidimensionalen Bewegungen in Echtzeit aufgezeichnet. Die vor Beginn der Studie aufgestellten Hypothesen ließen sich bestätigen. Es zeigte sich, dass die Versorgung mittels Fixateur interne eine vergleichbare Stabilität des Beckenringgefüges erzeugen und unter Belastung aufrechterhalten kann. Hinsichtlich der Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt zeigte sich die Versorgung mittels Fixateur interne vor, während und nach der Belastung signifikant überlegen. Durch die Überlegenheit des Fixateur internes in Bezug auf die intrasymphysäre Parameter Kontaktfläche und Kompressionskraft bei gleicher Stabilität des Beckenringgefüges und minimalinvasiver Operationstechnik stellt der Fixateur interne eine entscheidende Innovation in der Versorgung von Open Book- Verletzungen dar.

## 8.1 Diskussion der Methoden

Viele der publizierten biomechanischen Studien zur Osteosynthesetechnik nutzen anatomische Präparate für ihre Versuche (Abdelfattah et al. 2014, Baqué et al. 2005, Canoluis et al. 2012, Moed et al. 2014). Dies hält aufgrund von begrenzter Verfügbarkeit und hoher Beschaffungskosten der Humanbecken die Versuchsgruppen klein (Abdelfattah et al. 2014, Clements et al. 2008, Gardner et al. 2007, Giardi et al. 2016, Osterhoff et al. 2014, Pizanis et al. 2013A). Außerdem unterliegen die Maße und besonders die Knochenqualität interindividuellen Unterschieden, erschweren so ein standardisiertes Vorgehen und schränken die Vergleichbarkeit der Messungen ein. Ermittelte Unterschiede sind multifaktoriell und nicht allein durch die zu vergleichenden Osteosyntheseverfahren bedingt, was die Interpretation der Daten erschwert. Ebenfalls zu beachten gilt, dass die verfügbaren Leichenbecken meist von älteren Patienten stammen. Da die Open Book- Verletzung jedoch meist als eine traumatische Verletzung des jungen Patienten auftritt, entsprechen die zur Verfügung stehenden Humanbecken nicht den realistischen Bedingungen des Patientenkontexts (Stuby et al. 2017). Aufgrund dieser Tatsachen werden vielfach Kunststoffmodelle für biomechanische Testungen verwendet. Auch in unserer Studie nutzten wir solche Kunststoffmodelle (Modell Nr. 4060, Synbone AG, Malans, Schweiz), die laut Gardner et al. mit Humanbecken vergleichbare mechanische Eigenschaften besitzen (Gardner et al. 2007). Dies ermöglichte eine aussagekräftige Gruppengröße bei komplikationsloser Beschaffung und Lagerung der Beckenmodelle. Eindeutiger Nachteil bei der Nutzung von synthetischen Beckenmodellen ist das Fehlen von Weichgeweben, vor allem Bandstrukturen, die sicherlich einen Einfluss auf die Stabilität und biomechanischen Eigenschaften des Beckenringgefüges haben (Abdelfattah et al. 2014, Pizanis et al. 2013A). Zudem ist die Belastbarkeit der Kunststoffbecken limitiert. Axiale Belastungen von mehr als 400 N führen zu einem Zerreißen der Verklebungen im Bereich der Sakroiliakalgelenke. Auch andere Studien, bei denen Kunststoffmodelle zum Einsatz kamen beschreiben solche Limitationen (González et al. 2016, Schäffler et al. 2014, Vigdorichik et al. 2012). Beruft man sich auf die Messungen von Meißner et al. ist eine Belastung mit 400 N jedoch vollkommen ausreichend, um die Osteosynthesysteme zu testen. Laut Meißner et al. muss eine Osteosynthese bei Teilbelastung der betreffenden Extremität nämlich etwa 169 N, bei Vollbelastung etwa 333 N axiale Kraft neutralisieren können (Meißner et al. 1996). Dennoch werden auch weiterhin biomechanische Testungen an Humanbecken gefordert, um einen neuen Therapiestandard

etablieren zu können. Hier müssen sich weitere biomechanische Studien anschließen, um die in unserer Studie gezeigte Überlegenheit des Fixateur internes an Humanbecken bewerten zu können.

Für biomechanische Testungen an Beckenmodellen sind verschiedene Versuchsaufbauten etabliert. Wir haben uns in dieser Studie für ein Zweibeinstandmodell für die Durchführung der Belastungsversuche entschieden. Erstmals etabliert von Hearn et al. wird das Zweibeinstandmodell regelhaft für Testungen im Bereich der Symphyse verwendet (Gorczyca et al. 1996, Grimshaw et al. 2012, Hearn et al. 1992, Moed et al. 2014, Varga et al. 1995, Yao et al. 2015). Durch die Positionierung der Becken analog zur physiologischen Kippung im Stand wird unter axialer Belastung eine Symphysendiastase provoziert, was die Repositionsfähigkeiten einer Osteosynthese am stärksten auf die Probe stellt. Grimshaw et al. bezeichnen das Zweibeinstandmodell als geeigneter für Versuche im Bereich der Symphyse aufgrund der, auf die Symphyse wirkenden, Distraktionskräfte (Grimshaw et al. 2012). Auch Icke et al. konnten mit ihrer Studie zeigen, dass im Zweibeinstandmodell Zugkräfte auf die Symphyse wirken, die zu einer Weitung der Symphysenfuge führen (Icke et al. 2014). Ein Nachteil dieses Versuchsaufbaus ist, dass er die Osteosynthese unter den Bedingungen eines stehenden Patienten testet. Interessant wäre weiterhin eine Testung der verschiedenen Osteosynthese unter Teilbelastung an Unterarmgehstützen, wie ein Patient postoperativ mobilisiert würde. Dazu ist das Einbeinstandmodell geeigneter (Vigdorichik et al. 2012, Yinger et al. 2003). Unter Belastungen im Einbeinstand entstehen auf die Symphyse wirkende Scherkräfte (Icke et al. 2014), die ebenfalls Unterschiede zwischen zwei zu vergleichenden Osteosyntheseverfahren aufzeigen könnten. Um Belastungsversuche mit dem etablierten Einbeinstandmodell durchführen zu können ist es obligat eine zusätzliche Simulation der ipsilateralen Abduktoren durchzuführen (Vigdorichik et al. 2012, Yinger et al. 2003). Dadurch wird der gesamte Versuchsaufbau komplexer und rigider. Die Beckenmodelle sind deutlich mehr fixiert, was Bewegungen im Raum beschränken und damit Verformungen und Instabilitäten des Beckenringgefüges verschleiern können. Gerade der freie Stand der Beckenmodelle im Zweibeinstandmodell hatte für unsere Belastungsversuche diesen wesentlichen Vorteil. Außerdem beschreiben Icke et al., dass im Einbeinstandmodell eine Verengung der Symphyse resultiert, was gerade zur Analyse der Kompressionskraft und Kontaktfläche nicht das passende Modell darstellt, um die hier aufgestellte Hypothese zu prüfen (Icke et al. 2014).

Für die Belastungsversuche entschieden wir uns für zyklische Belastungen. Wie Osterhoff et al. beschrieben kommt es äußerst selten zu postoperativem Implantatversagen bedingt durch ein Belastungsereignis, sondern meist durch einen Prozess wiederholter Belastungen (Osterhoff et al. 2016). Hier erscheinen zyklische Belastungen die zu vergleichenden Osteosynthesemethoden am besten auf die Probe zu stellen.

Zur minimalinvasiven Versorgung der Open Book- Verletzungen nutzten wir ein in der Wirbelsäulen- Chirurgie etabliertes Fixateur interne- System. Vergleichbare Arbeiten nutzten ebenfalls solche Systeme (Osterhoff et al. 2016, Willy et al. 2004). Diese Systeme haben sich zur minimalinvasiven Verwendung an der Wirbelsäule bewährt und wie Siekmann et al. oder Willy et al. in Fallberichten darstellen ist dies ebenso in den Bereich des Beckenrings übertragbar (Siekmann et al. 2016, Willy et al. 2004). Zu berücksichtigen bleibt aber ein Off Label- Use der Implantate und die deutlich höheren Beschaffungskosten im Vergleich mit dem aktuellen Goldstandard, der Plattenosteosynthese (Willy et al. 2004).

Zur Messung der dreidimensionalen Bewegungen der Beckenmodelle nutzten wir, wie durch Studien der Arbeitsgruppe etabliert, den ultraschallbasierten Zebris 3D Motion Analyzer (Culemann et al. 2007). Zwar handelt es sich dabei um ein etabliertes System im Rahmen biomechanischer Testungen (Cagnie et al. 2007, Culemann et al. 2007), dennoch werden in vergleichbaren Studien auch kamerabasierte Systeme verwendet (Acklin et al. 2016, Giráldez-Sánchez et al. 2015, González et al. 2016, Schäffler et al. 2014), was die direkte Vergleichbarkeit der Ergebnisse einschränkt.

Wie bereits durch eine Vorarbeit etabliert (Pizanis et al. 2013A), nutzten wir auch in dieser Studie das I- Scan System zur intrasymphysären Kompressionskraft- und Kontaktflächenmessung. Keine Arbeit zur minimalinvasiven Versorgung von Open Book- Verletzungen der Symphyse hat vergleichbare Messungen durchgeführt. Hierin sehen wir den besonderen Wert und die Originalität dieser Studie. Gerade die Messungen im Symphysenspalt decken erhebliche Unterschiede zwischen den untersuchten Osteosyntheseverfahren auf und sind unserer Meinung nach die herausragenden Ergebnisse dieser Studie.

## 8.2 Diskussion der Ergebnisse

Zu Beginn der Versuche stellten wir zwei Hypothesen auf. Wir postulierten, dass der Fixateur interne eine vergleichbare oder bessere Stabilität des Beckenrings und außerdem eine vergleichbare oder bessere intrasymphysäre Kompressionskraft und Kontaktfläche erzeugen und unter Belastung aufrechterhalten kann.

Beide Hypothesen ließen sich durch die vorliegende Studie bestätigen, wobei die Stabilität des Beckenrings bei einer osteosynthetischen Versorgung mittels Fixateur interne vergleichbar ist mit der Stabilität erzeugt durch eine Plattenosteosynthese. Die Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt sind bei einer Osteosynthese mit einem Fixateur interne dagegen signifikant höher, als bei einer osteosynthetischen Versorgung mittels einer Platte.

Um die Stabilität des Beckenringgefüges beurteilen und vergleichen zu können, nutzten wir den ultraschallbasierten Zebris 3D Motion Analyzer. Wie bereits erwähnt verwendeten vergleichbare Studien zur Versorgung von Beckenringverletzungen kamerabasierte Systeme, sodass eine Gegenüberstellung unserer Messergebnisse mit bereits publizierten Messungen nur sehr eingeschränkt möglich ist. Um die Validität unserer Messungen dennoch zu prüfen, führten wir vor den Versuchen mit den zu vergleichenden Osteosyntheseverfahren eine Testreihe durch, bei denen eine unversorgte Open Book- Verletzung unter axialer Belastung dargestellt wurde (vgl. 6.1.4 Dreidimensionale Bewegungsanalyse). Hierbei zeigten sich zwischen den frakturierten Beckenmodellen im Vergleich zu den, mit einer Osteosynthese versorgten Kunststoffbecken signifikante Unterschiede hinsichtlich der Stabilität des Beckenringgefüges. Zwischen den beiden untersuchten Osteosynthesemethoden hingegen zeigten sich keine signifikanten Unterschiede, was uns zu dem Schluss führte, dass beide Verfahren eine gleich gute Stabilität des Beckenrings erzeugen und während der zyklischen Belastungsversuche aufrechterhalten können. Auch wenn andere Studien zu dieser Thematik verschiedene Messsysteme verwenden und somit andere Parameter auswerten, so kommen sie dennoch zu vergleichbaren Schlussfolgerungen. Osterhoff et al. verglichen ebenfalls ein Fixateur interne System mit einer Plattenosteosynthese allerdings mit einem nicht minimal-invasiven Implantat und nutzten dabei ein optoelektrisches Kamerasystem. Auch sie kamen nach Auswertung ihrer Daten zu dem Schluss, dass der Fixateur interne im Vergleich mit der Plattenosteosynthese eine ähnliche Steifigkeit des Beckenrings erzeugt (Osterhoff et al. 2016). Stuby et al. zeichneten in ihrer Studie ebenfalls die dreidimensionalen Bewegungen

frakturierter Becken auf. Sie nutzten Humanbecken und simulierten daran Open Book-Verletzungen. Danach analysierten sie die Bewegungen der Becken im Raum entlang der drei Achsen unter axialer Belastung (Stuby et al. 2014). Die von Stuby et al. gemessenen Gradzahlen deckten sich dabei mit unseren Ergebnissen (Stuby et al. 2014).

Den besonderen Wert dieser Studie sehen wir, wie bereits erwähnt, in den intrasymphysären Messungen der Kompressionskraft und Kontaktfläche. Bisher wurden von keiner anderen Arbeitsgruppe biomechanischen Studien zur Versorgung von Beckenverletzungen publiziert, die vergleichbare Messungen durchführten. Ein Nachteil daran ist sicherlich die fehlende Möglichkeit unsere Ergebnisse in den Kontext der bereits publizierten Studien zu dieser Thematik einzuordnen. Dennoch liefern die Messungen im Symphysenspalt außerordentliche Erkenntnisse. Der Fixateur interne zeigte sowohl eine signifikant höhere Kompressionskraft, als auch eine signifikant höhere Kontaktfläche im Symphysenspalt verglichen mit der Plattenosteosynthese. Außerdem zeigten sich Kompressionskraft und Kontaktfläche bei einer osteosynthetischen Versorgung mittels Fixateur interne homogen über die gesamten Ausmaße der Symphyse verteilt, wohingegen bei der Versorgung mittels Plattenosteosynthese eine Kranialisierung der Kompressionskraft und Kontaktfläche geschieht. Dies führt dazu, dass im plattenfernen Drittel der Symphysenfläche nur ein geringer oder sogar kein messbarer Kontakt der Symphyse besteht. Varga et al. beschrieben gerade die Stabilität in den unteren Bereichen der Symphyse als entscheidend für die Stabilität in den oberen Bereichen der Sakroiliakalgelenke (Varga et al. 1995), was ein deutliches Defizit des aktuellen Goldstandards in der Versorgung von Open Book-Verletzungen aufdeckt. Um dies durch unsere Messungen beweisen zu können, werteten wir die Parameter Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt nochmals genauer aus. Wir teilten die Symphysenfläche in einen kranialen, einen zentralen und einen kaudalen Anteil und fahndeten nach Unterschieden bezüglich der segmentalen Kraft- und Flächenverteilung. In der Gruppe Fixateur interne zeigten sich dabei vor, während und auch nach den Belastungsversuchen, sowohl die Kompressionskraft als auch die Kontaktfläche betrachtend, nur minimale und nicht signifikante Unterschiede. Betrachtet man die zu vergleichende Gruppe Plattenosteosynthese so ergeben sich signifikante Unterschiede in den kranialen und kaudalen Segmenten. So resultiert während und auch nach den Belastungsversuchen eine Umverteilung der Kontaktfläche auf bis zu 50 % in den kranialen Bereich der Symphysenfläche auf lediglich unter 5 % in den kaudalen Bereichen. Noch gravierender präsentiert sich dies für den Parameter Kompressionskraft. Hier wirken nahezu 70 % der Kraft in den kranialen Anteilen und nur unter 2 % im Bereich der kaudalen Anteile der Symphysenfläche. Um diesen

Sachverhalt weiter zu beleuchten, werteten wir ebenfalls die Lage und Wanderungstendenz des Kraftzentrums im Symphysenspalt aus. Es zeigte sich, dass bereits nach Abschluss der Osteosynthese, noch bevor die Beckenmodelle eine Belastung erfuhren, das Kraftzentrum bei einer Versorgung mittels Plattenosteosynthese deutlich in die kraniale Hälfte der Symphysenfläche wanderte. Bei einer Versorgung mit dem Fixateur interne hingegen befand sich das Kraftzentrum genau in der Mitte der Fläche. Betrachtet man die Wanderung des Kraftzentrums von der Durchführung der Osteosynthese über die Belastungsversuche bis hin zum Ende der Belastungen, so befindet sich das Kraftzentrum bei einer Versorgung mittels Plattenosteosynthese konstant im kranialen Bereich des Symphysenabdrucks. Wohingegen es bei einer Osteosynthese unter Verwendung des Fixateur interne im Mittelpunkt des Symphysenabdrucks liegt. Hierbei handelt es sich um signifikante Unterschiede zwischen den beiden Verfahren. Diese Ergebnisse verdeutlichen, dass der Fixateur interne der Plattenosteosynthese im biomechanischen Modell eindeutig überlegen ist, was unser Bestreben, den Fixateur interne als neue Versorgungsstrategie zu etablieren, untermauert.

Es gibt nur wenige biomechanische Studien, die minimalinvasive Systeme zur Versorgung von Open Book- Verletzungen mit den etablierten Plattensystemen vergleichen. Hinzu kommt, dass die verschiedenen Arbeitsgruppen unterschiedliche Messsysteme verwenden und meist auch unterschiedliche Parameter für die Vergleiche der beiden Versorgungsstrategien heranziehen. Dennoch ist es möglich die auf den Messergebnissen basierenden Schlussfolgerungen der einzelnen Studien mit der von uns durchgeführten Arbeit zu vergleichen. Cano- Luis et al. publizierten 2012 ein Verfahren zur Versorgung der Symphysenruptur mithilfe von zwei minimalinvasiv eingebrachten gekreuzten Schrauben (Cano- Luis et al. 2012). Für die Studie nutzten sie Humanbecken und verglichen die dreidimensionalen Bewegungen der Becken unter Belastung bei intaktem Beckenring, bei einer simulierten Open Book- Verletzung und bei einer mit zwei gekreuzten Schrauben versorgten Open Book- Fraktur. Sie stellten signifikante Unterschiede zwischen den frakturierten und intakten Becken, jedoch nicht zwischen den intakten und den mit gekreuzten Schrauben versorgten Beckenmodellen fest. Diese Ergebnisse lassen vermuten, dass die Versorgung der Open Book- Verletzung mittels gekreuzter Schrauben eine Alternative zur Plattenosteosynthese darstellt (Cano- Luis et al. 2012). Allerdings wurde diese Methode bis dato in der Literatur nur vereinzelt angewandt (Feng et al. 2011).

Scheyerer et al. veröffentlichten 2014 eine Studie zur Versorgung von Beckenringverletzungen mit dem sogenannten „Infix“. Hierbei handelt es sich um ein

Implantat, das in seinem Aufbau dem Fixateur externe gleicht. Jedoch kommen sowohl die Schanz- Schrauben, als auch der Verbindungsstab subkutan zu liegen (Scheyerer et al. 2014). Die Studie untersuchte 4 Fälle von Verletzungen des vorderen Beckenrings, die mithilfe des „Infix“ osteosynthetisch versorgt wurden. Postoperativen Röntgenkontrollen zeigten eine vollständige Frakturheilung und keine sekundären Reduktionsverluste. Daraus schlussfolgerten Scheyerer et al., dass der „Infix“ eine neue Alternative zur Versorgung des vorderen Beckenrings darstellt, die zur Weichteilschonung und vereinfachten Pflege und Mobilisation des Patienten beiträgt und somit Vorteile gegenüber der Plattenosteosynthese bietet (Scheyerer et al. 2014).

Osterhoff et al. beschrieben 2016 ein minimalinvasives Verfahren zur Stabilisierung der Open Book- Verletzung, den sogenannten „Symfix“ (Osterhoff et al. 2016). Dafür nutzten sie ebenfalls einen, für die Versorgung von Wirbelkörperfrakturen etablierten, Fixateur interne (CD Horizon Longitude, Medtronic, Minneapolis, MN, USA) und verglichen dessen biomechanische Eigenschaften mit denen einer Plattenosteosynthese. Sie versorgten ebenfalls Kunststoffbecken mit den beiden Osteosyntheseverfahren und ermittelten die dreidimensionalen Verschiebungen mithilfe einer optoelektronischen Kamera. Daraus errechneten sie die Steifigkeit des Gefüges. Die Studie zeigte, dass der „Symfix“ im Vergleich mit der Plattenosteosynthese eine vergleichbare Steifigkeit bei ähnlich kleinen Verschiebungen im Raum erzeugte (Osterhoff et al. 2016). Allerdings erfolgten im Rahmen dieser biomechanischen Studie keine Messungen der intrasymphysären Kompressionskraft und Kontaktfläche.

Bereits 2004 publizierten Willy et al. eine Studie, die 13 Patienten umfasste, die bei einer transsymphysären Instabilität mittels Fixateur interne (Krypton-System; Fa. Ulrich Medizintechnik GmbH & Co.KG, Ulm-Jungingen) versorgt wurden (Willy et al. 2004). Zwar fehlten zum Zeitpunkt der Publikation noch Nachuntersuchungsergebnisse, dennoch postulierten Willy et al., dass der Fixateur interne besonders aufgrund der Weichteilschonung zumindest als neue Therapieoption in Erwägung gezogen werden muss.

Diese Schlussfolgerungen decken sich mit unseren Erkenntnissen im Rahmen dieser biomechanischen Studie. Wir konnten unsere Hypothesen bestätigen und damit nachweisen, dass der Fixateur interne im biomechanischen Modell eine mit der Plattenosteosynthese vergleichbare Stabilität des Beckenrings und gleichzeitig eine signifikant höhere Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt erzeugen und unter axialer Belastung aufrechterhalten kann. Dies in Kombination mit der Möglichkeit einer

## Diskussion

minimalinvasiven Versorgung, also mit der Aussicht auf kürzere Operationszeiten und geringere Weichteilschäden, bietet eine erfolgversprechende Neuerung in der Versorgung von Open Book- Verletzungen der Symphyse.

### 8.3 Fazit und klinische Relevanz

Mit dieser biomechanischen Studie konnten wir die, im Vorfeld aufgestellten, Hypothesen bestätigen. Der Fixateur interne hat sich in den Versuchen an den Kunststoffbecken im Vergleich zum derzeitigen Goldstandard, der Plattenosteosynthese, als gleichwertig hinsichtlich der erzeugten Stabilität des Beckenrings erwiesen. Bezüglich der intrasymphysären Kompressionskraft und Kontaktfläche zeigte sich der Fixateur interne konstant signifikant überlegen im Vergleich mit der Plattenosteosynthese. Diese herausragenden biomechanischen Eigenschaften kombiniert mit der Möglichkeit der minimalinvasiven Einbringung der Implantate birgt eine vielversprechende Alternative zur Plattenosteosynthese der Open Book- Verletzung. Denn obwohl die offene Reduktion und Plattenosteosynthese der Symphyse (Bühren et al. 2016, Cano- Luis et al. 2012, Culemann et al. 2014, Henne- Bruns et al. 2012, Herren et al. 2016, Hirner et al. 2008, Lange et al. 1985, Meißner et al. 1998, Mückley et al. 2008, Olerud et al. 1984, Pizanis et al. 2013A, Pohlemann et al. 1994, Yao et al. 2015) beziehungsweise die Notfallstabilisierung mittels Fixateur externe (Ben- Menachem et al. 1991, Burkhardt et al. 2005, Bühren et al. 2016, Culemann et al. 2014, Gylling et al. 1985, Kellam et al. 1989, Maurer et al. 2003, Palmer et al. 1997, Pohlemann et al. 2011A, Seekamp et al. 2004) der aktuelle Goldstandard in der Versorgung der Open Book- Verletzung sind, bergen diese Verfahren einige Komplikationen. Die Plattenosteosynthese verlangt einen Pfannenstiel- Schnitt und eine großzügige Weichteilpräparation um den vorderen Beckenring schließen und die Platte optimal platzieren zu können. Dabei entsteht einerseits ein großes Wundareal, was Wundinfektionen und damit Wundheilungsstörungen begünstigt. Andererseits können intraoperativ Strukturen wie Blutgefäße und Nerven im kleinen Becken oder die ableitenden Harnwege verletzt werden (Grifka et al. 2013, Hirner et al. 2008, Luijendijk et al. 1997, Pohlemann et al. 2011A, Rubel et al. 2002, Wright et al. 1996), was möglicherweise Folgeeingriffe notwendig macht oder sogar bleibende Schäden und Funktionseinschränkungen für den Patienten bedeuten kann. Außerdem können die eingebrachten Implantate versagen. Dies geschieht vor allem in Form von Implantatlockerungen oder Implantatbrüchen, die sich durch einen Repositionsverlust bemerkbar machen (Collinge et al. 2012, Eastman et al. 2016, Hirner et al. 2008, Moed et al. 2012, Morris et al. 2012, Pohlemann et al. 2011A). Auch der Fixateur externe bedingt ähnliche Komplikationen. So stehen hier vor allem Infekte entlang der Schanz- Schrauben, sekundäre Dislokationen der Schanz- Schrauben und eine eingeschränkte Mobilisierbarkeit

## Diskussion

des Patienten im Vordergrund (Gänsslen et al. 2005, Maurer et al. 2003, Mückley et al. 2008, Schweigkofler et al. 2008). Hier können neue, minimalinvasive Versorgungsstrategien einen Paradigmenwechsel in der Therapie von Open Book- Verletzungen bedeuten.

Es bleibt zu Bedenken, dass dies die Grundlagenstudie einer Reihe von weiteren experimentellen Arbeiten darstellt. Testungen an Humanbecken und klinische Studien durch die Arbeitsgruppe werden in Zukunft weitergeführt, um die Überlegenheit des Fixateur interne- Systems weiter untermauern zu können.

## 9 Literaturverzeichnis

Abdelfattah A, Moed BR (2014) Ligamentous contributions to pelvic stability in a rotationally unstable open-book injury: A cadaver study. *Injury* 45: 1599-1603

Acklin YP, Zderic I, Buschbaum J, Varga P, Inzana JA, Grechenig S, Richards RG, Gueorguiev B, Schmitz P (2016) Biomechanical comparison of plate and screw fixation in anterior pelvic ring fractures with low bone mineral density. *Injury* 47: 1456-1460

Acklin YP, Zderic I, Grechenig S, Richards RG, Schmitz P, Guerogiuiev B (2017) Are two retrograde 3.5 mm screws superior to one 7.3 mm screw for anterior pelvic ring fixation in bones with low bone mineral density? *Bone and Joint Research* 6: 8-13

Aumüller G, Aust G, Conrad A, Engele J, Kirsch J (2014) *Duale Reihe Anatomie*, 3. Auflage, Thieme

Bachus KN, DeMarcoa AL, Judd KT, Horwitz DS, Brodke DS (2005) Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: Using Fuji Film and TekScan systems. *Medical Engineering and Physics* 28: 483-488

Baierlein SA, Finkenzeller G, Rikli D, Schmidt F, Skarvan J (2010) *Frakturklassifikationen*. Thieme

Baqué P, Trojani C, Delotte J, Séjor E, Senni-Buratti M, de Baqué F, Bourgeon A (2005) Anatomical consequences of "open-book" pelvic ring disruption. A cadaver experimental study. *Surgical and Radiologic Anatomy* 27: 487-490

Becker I, Woodley SJ, Stringer MD (2010) The adult human symphysis: a systematic review. *Journal of Anatomy* 217: 475-487

Ben- Menachem Y, Coldwell DM, Young JWR, Burgess AR (1991) Hemorrhage associated with pelvic fractures: causes, diagnosis and emergent management. *American Journal of Roentgenology* 157: 1005-1014

Bottlang M, Simpson T, Sigg J, Krieg JC, Madey SM, Long WB (2002) Noninvasive Reduction of Open-Book Pelvic Fractures by Circumferential Compression. *Journal of orthopaedic trauma* 16: 367-373

Boufous S, Finch C, Lord S, Close J (2005) The increasing burden of pelvic fractures in older people, New South Wales, Australia. *Injury* 36: 1323-1329

Breuer R, Dávid A (2003) Beckenringfrakturen- Interne Stabilisation. *OP- Journal* 19: 132-138

Brimacombe JM, Wilson DR, Hodgson AJ, Ho KC, Anglin C (2009) Effect of calibration method on Tekscan sensor accuracy. *Journal of Biomechanical Engineering* 131: 034503

Burgess AR, Eastridge BJ, Young JWR, Ellison TS, Ellison PS, Poka A, Bathon GH, Brumback RJ (1990) Pelvic Ring Disruptions: Effective Classification System and Treatment Protocols. *The Journal of Trauma* 30: 848-856

Burkhardt M, Culemann U, Seekamp A, Pohlemann T (2005) Operative Versorgungsstrategien beim Polytrauma mit Beckenfraktur. *Der Unfallchirurg* 108: 812-820

Burkhardt M, Nienaber U, Krause J, Pizanis A, Moersdorf P, Culemann U, Aghayev E, Paffrath T, Pohlemann T, Holstein JH, Beckenregister DGU, TraumaRegister DGU (2015) Das komplexe Beckentrauma- Matching des Beckenregisters DGU mit dem TraumaRegister DGU®. *Der Unfallchirurg* 118: 957-962

Bühren V, Keel MJB, Marzi I (2016) *Checkliste Traumatologie*, 8. Auflage. Thieme

Cagnie B, Cools A, De Loose V, Cambier D, Danneels L (2007) Reliability and Normative Database of the Zebris Cervical Range-of-Motion System in Healthy Controls With Preliminary Validation in a Group of Patients With Neck Pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 30: 445-450

Cano-Luis P, Giráldez-Sánchez MA, Martínez-Reina J, Serrano-Escalante FJ, Galleguillos-Rioboo C, Lázaro-González A, García-Rodríguez J, Navarro A (2012) Biomechanical analysis of a new minimally invasive system for osteosynthesis of pubis symphysis disruption. *Injury* 43: 20-27

Chen L, Ouyang Y, Huang G, Lu X, Ye XS, Hong J (2013) Endobutton technique for dynamic fixation of traumatic symphysis pubis disruption. *Acta Orthopaedica Belgica* 79: 54-59

Claes L (2004) Das Prinzip der Winkelstabilität in der Osteosynthese. *OP- Journal* 20: 4-7

Clements JP, Moriarty N, Chesser TJS, Ward AJ, Cunningham JL (2008) Determination of pelvic ring stability: A new technique using a composite hemi-pelvis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 222:611-616

Collinge CA, Archdeacon MT, LeBus G (2009) Saddle-Horn Injury of the Pelvis. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 91: 1630-1636

Collinge C, Archdeacon MT, Dulaney-Cripe E, Moed BR (2012) Radiographic Changes of Implant Failure After Plating for Pubic Symphysis Diastasis: An Underappreciated Reality? *Clinical Orthopaedics and Related Research* 470: 2148-2153

Culemann U, Reilmann H (1997) Verletzungen des Beckenrings. *Der Unfallchirurg* 100: 487-496

Culemann U, Reilmann H (2003A) Terminologie und Klassifikation der Beckenverletzungen. *OP- Journal* 19: 100-104

Culemann U, Tosounidis G, Reilmann H, Pohlemann T (2003B) Beckenringverletzung-Diagnostik und aktuelle Behandlungsmöglichkeiten. *Der Chirurg* 74: 687-700

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? *Der Unfallchirurg* 110: 528-536

Culemann U, Oestern HJ, Pohlemann T (2014) Aktuelle Behandlung der Beckenringfraktur. *Unfallchirurg* 117:145–161

Davitt JS, Beals TC, Bachus KN (2001) The Effects of Medial and Lateral Displacement Calcaneal Osteotomies on Ankle and Subtalar Joint Pressure Distribution. *Foot and Ankle International* 22: 885-889

## Literaturverzeichnis

Del Frari B, Larndorfer R, Piza- Katzer H (2008) Refixation of the M. recti abdomini on the symphysis in traumatic pubis symphysis disruption. Reconstruction to the original anatomic situation. *Der Unfallchirurg* 111: 845-849

Durkin A, Sagi HC, Durham R, Flint L (2006) Contemporary management of pelvic fractures. *American Journal of Surgery* 192: 211-223

Eastman JG, Krieg JC, Routt MLC (2016) Early failure of symphysis pubis plating. *Injury* 47: 1707-1712

Ellinger K, Osswald PM, Genzwürker H (2007) *Kursbuch Notfallmedizin: Begleitbuch orientiert am bundeseinheitlichen Curriculum zur Erlangung der Zusatzbezeichnung Notfallmedizin*. Deutscher Ärzte- Verlag

Erickson D, Low J, Shumway J (2015) Management of Postpartum Diastasis of the Pubic Symphysis. *Orthopedics* 39: e367-e369

Euler E, Heining SM, Kotsianos D, Müller- Gerbl M (2000) Anatomie und Biomechanik des Beckens. *Trauma und Berufskrankheit* 1: 2-10

Feng Y, Hong J, Guo X, Lin C, Ling W, Zhang L, Wang G (2011) Percutaneous fixation of traumatic pubic symphysis diastasis using a TightRope and external fixator versus using a cannulated screw. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 11: 62-68

Fick R (1904) *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln*. Erster Teil: Anatomie der Gelenke. Verlag von Gustav Fischer Jena

Fritz T, Veith N, Braun B, Pohlemann T, Herath S (2018) Beckenchirurgie- Akutversorgung. OP- Journal 34: 26-32

Fuchs T, Rottbeck U, Hofbauer V, Raschke M, Stange R (2011) Beckenringfrakturen im Alter- die unterschätzte osteoporotische Fraktur. Der Unfallchirurg 114: 663-670

Gardner MJ, Kendoff D, Ostermeier S, Citak M, Hüfner T, Krettek C, Nork SE (2007) Sacroiliac Joint Compression Using an Anterior Pelvic Compressor: A Mechanical Study in Synthetic Bone. Journal of Orthopaedic Trauma 21: 435-441

Gardner MJ, Osgood G, Molnar R, Chip Routt ML (2009) Percutaneous Pelvic Fixation Using Working Portals in a Circumferential Pelvic Antishock Sheet. Journal of Orthopaedic Trauma 23: 668-674

Gänsslen A, Pohlemann T, Krettek C (2005) Der einfache supraazetabuläre Fixateur externe für die Behandlung von Beckenfrakturen. Operative Orthopädie und Traumatologie 17: 296-312

Giannoudis PV, Chalidis BE, Roberts CS (2008) Internal fixation of traumatic diastasis of pubic symphysis: Is plate removal essential? Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery 128: 325-331

Giráldez-Sánchez MA, Lázaro-Gonzálvez Á, Martínez-Reina J, Serrano-Toledano D, Navarro-Robles A, Cano-Luis P, Fragkakis EM, Giannoudis PV (2015) Percutaneous iliosacral fixation in external rotational pelvic fractures. A biomechanical analysis. Injury 46: 327-332

Girardi BL, Attia T, Backstein D, Safir O, Willett TL, Kuzyk PRT (2016) Biomechanical comparison of the human cadaveric pelvis with a fourth generation composite model. *Journal of Biomechanics* 49:537-542

Goldstein A, Phillips T, Sclafani SJ, Scalea T, Duncan A, Goldstein J, Panetta T, Shaftan G (1986) Early open reduction and internal fixation of the disrupted pelvic ring. *The Journal of Trauma and Acute Care Surgery* 26: 325-333

González ÁL, Reina JM, Luis PC, Baquero JJ, Fernández JS, Sánchez MÁG (2016) Is cannulated-screw fixation an alternative to plate osteosynthesis in open book fractures? A biomechanical analysis. *Injury* 47:572-577

Gorczyca JT, Varga E, Woodside T, Hearn T, Powell J, Tile M (1996) The strength of iliosacral lag screws and transiliac bars in the fixation of vertically unstable pelvic injuries with sacral fractures. *Injury* 27: 561-564

Grifka J, Krämer J (2013) *Orthopädie Unfallchirurgie*, Springer Verlag Berlin Heidelberg

Grimshaw CS, Gary Bledsoe J, Moed BR (2012) Locked Versus Standard Unlocked Plating of the Pubic Symphysis. *Journal of Orthopaedic Trauma* 26: 402-406

Gylling SF, Ward RE, Holcroft JW, Bray TJ, Chapman MW (1985) Immediate external fixation of unstable pelvic fractures. *The American Journal of Surgery* 150: 721-723

Halawi MJ (2016) Pelvic ring injuries: Surgical management and long-term outcomes. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* 7: 1-6

Hammer N, Steinke H, Lingslebe U, Bechmann I, Josten C, Slowik V, Böhme J (2013) Ligamentous influence in pelvic load distribution. Spine Journal 13: 1321-1330

Harrasser N, Eisenhart- Rothe R, Biberthaler P (2016) Facharztwissen Orthopädie Unfallchirurgie, Springer Verlag Berlin Heidelberg

Harris ML, Morberg P, Bruce WJM, Walsh WM (1999) An improved method for measuring tibiofemoral contact areas in total knee arthroplasty: a comparison of K-scan sensor and Fuji Film. Journal of Biomechanics 32: 951-958

Hauschild O, Strohm PC, Culemann U, Pohlemann T, Suedkamp, NP, Koestler W, Schmal H (2008) Mortality in Patients With Pelvic Fractures: Results From the German Pelvic Injury Register. The Journal of Trauma 64: 449-455

Hearn TC, Willet K, Schopfer A, DiAngelo D, Powell JN, Tile M (1992) Mechanical response of the intact, disrupted and internally fixed pelvic ring to stance related loading. Surgery of the Pelvis and Acetabulum: An International Consensus, Final Program and Syllabus Pittsburgh, 86.

Hehne HJ, Soltesz U, Desiderato R (1985) Contact surfaces, compressive forces and pressure distribution in osteosynthesis. Model studies using pressure-sensitive foil. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 123:27-34

Henne- Bruns D (2012) Duale Reihe Chirurgie, 4. Auflage, Thieme

Herren C, Dienstknecht T, Siewe J, Kobbe P, Pape HC, Hildebrand F (2016) Operative Versorgung der Symphysensprengung. Der Unfallchirurg 119: 447-449

Hirner A, Weise K (2008) Chirurgie, 2. Auflage, Thieme

Holstein JH, Culemann U, Pohlemann T (2012) What are Predictors of Mortality in Patients with Pelvic Fractures? *Clinical Orthopaedics and Related Research* 470: 2090-2097

Icke C, Koebke J (2014) Normal stress pattern of the pubic symphysis. *Anatomy & Cell Biology* 47: 40-43

Jain M, Nanda SN, Mohapatra SS, Samal BP (2017) Bladder incarceration following anterior pelvic infix of a traumatic pubic symphysis diastasis treated with immediate open reduction and internal fixation. *Journal of Orthopaedics and Trauma* 8: 11-16

Karakurt L, Karaca I, Yilmaz E, Burma O, Serin E (2002) Corona mortis: incidence and location. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 122: 163-164

Katsoulis E, Giannoudis PV (2006) Impact of timing of pelvic fixation on functional outcome. *Injury* 37: 1133-1142

Kellam JF (1989) The Role of External Fixation in Pelvic Disruption. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 241: 66-82

Kokubo Y, Oki H, Sugita D, Takeno K, Miyazaki T, Negoro K, Nakajima H (2017) Functional outcome of patients with unstable pelvic ring fracture: Comparison of short- and long-term prognostic factors. *Journal of Orthopaedic Surgery* 25: 1-6

Kubosch D, Kubosch EJ, Gueorguiev B, Zderic I, Windolf M, Izadpanah K, Südkamp NP, Strohm PC (2016) Biomechanical investigation of a minimally invasive posterior spine

stabilization system in comparison to the Universal Spinal System (USS). *BMC Musculoskeletal Disorders* 17: 4-11

Lange RH, Hansen ST (1985) Pelvic Ring Disruptions with Symphysis Pubis Diastasis Indications, Technique, and Limitations of Anterior Internal Fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 201: 130-137

Lendemans S, Hussmann B, Kauther MD, Nast-Kolb D, Taeger G (2011) Minimal-invasive dorsale Stabilisierung der thorakolumbalen Wirbelsäule. *Der Unfallchirurg* 114: 149-160

Lindsey RW, Leggon RE, Wright DG, Nolasco DR (1988) Separation of the symphysis pubis in association with childbearing. A case report. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 70: 289-292

Linser P (1902) Ueber Beckenluxationen. *Brunns' Beitrage Zur Klinischen Chirurgie* 35: 94-103

Luijendijk RW, Jeekel J, Storm RK, Schutte PJ, Hop WC, Drogendijk AC, Huikeshoven FJ (1997) The Low Transverse Pfannenstiel Incision and the Prevalence of Incisional Hernia and Nerve Entrapment. *Annals of Surgery* 225: 365-369

Luschka H (1864) *Die Anatomie des Menschen in Rücksicht auf die Bedürfnisse der praktischen Heilkunde*. Verlag der H. Laupp'schen Buchhandlung Laupp und Siebeck, Tübingen

Majeed SA (1992) Neurologic Deficits in Major Pelvic Injuries. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 282: 222-228

Matta JM, Saucedo T (1989) Internal fixation of pelvic ring fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 242: 83-97

Maurer F (2003) Beckenverletzungen- externe Fixation und Komplikation. *OP- Journal* 19: 128-131

Meißner A, Fell M, Wilk R (1996) Biomechanics of the pubic symphysis. Which forces lead to mobility of the symphysis in physiological conditions? *Unfallchirurg* 99: 415-421

Meißner A, Fell M, Wilk R, Boenick U, Rahmzadeh R (1998) Vergleich interner Stabilisierungsverfahren für die Symphyse im multidirektionalen dynamischen Gangbedingungssimulator. *Der Unfallchirurg* 101: 18-25

Moed BR, Grimshaw CS, Segina DN (2012) Failure of Locked Design-Specific Plate Fixation of the Pubic Symphysis. *Journal of Orthopaedic Trauma* 26: e71-e75

Moed BR, O'Boynick CP, Bledsoe JG (2014) Locked versus standard unlocked plating of the symphysis pubis in a Type-C pelvic injury: A cadaver biomechanical study. *Injury* 45: 748-751

Momberger N, Morgan JM, Bachus KN, West JR (2000) Calcaneocuboid Joint Pressure after Lateral Column Lengthening in a Cadaveric Planovalgus Deformity Model. *Foot and Ankle International* 21: 730-735

Morris SAC, Loveridge J, Smart DKA, Ward AJ, Chesser TJS (2012) Is Fixation Failure After Plate Fixation of the Symphysis Pubis Clinically Important? *Clinical Orthopaedics and Related Research* 470: 2154-2160

Mückley T, Marintschev I, Gras F, Hofmann GO (2008) Aktueller Stand der Versorgung vorderer Beckenringfrakturen. *Trauma und Berufskrankheit* 10: 116-122

Müller KH, Müller- Färber J (1978) Die Osteosynthese mit dem Fixateur externe am Becken. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery* 92: 273-283

Niethard FU, Pfeil J, Bieberthaler P (2014) *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*, 7. Auflage

Niosi CA, Wilson DC, Zhu Q, Keynan O, Wilson DR, Oxland TR (2008) The Effect of Dynamic Posterior Stabilization on Facet Joint Contact Forces. *Spine* 33: 19-26

Olerud S, Walheim GG (1984) Symphysiodesis with a new compression plate. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 55: 315-318

Osterhoff G, Tiziani S, Ferguson SJ, Spreiter G, Scheyerer MJ, Spinaz GL, Wanner GA, Simmen HP, Werner CML (2014) Mechanical testing of a device for subcutaneous internal anterior pelvic ring fixation versus external pelvic ring fixation. *BMC Musculoskeletal Disorders* 15:111-116

Osterhoff G, Tiziani S, Hafner C, Ferguson SJ, Simmen HP, Werner CML (2016) Symphyseal internal rod fixation versus standard plate fixation for open book pelvic ring injuries: a biomechanical study. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 42: 197-202

Palmer S, Fairbank AC, Bircher M (1997) Surgical complications and implications of external fixation of pelvic fractures. *Injury* 28: 649-653

Pennal GF, Tile M, Waddell JP, Garside H (1980) Pelvic Disruption: Assessment and Classification. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 151: 12-21

Pires RES, Labronici PJ, Giordano V, Kojima KE, Kfuri M, Barbisan M, Wajnsztejn A, de Andrade MAP (2015) Intrapartum Pubic Symphysis Disruption. *Annals of medical and health sciences research* 5: 476-479

Pizanis A, Garcia P, Santelmann M, Culemann U, Pohlemann T (2013A) Reduction and fixation capabilities of different plate designs for pubic symphysis disruption: A biomechanical comparison. *Injury* 44: 183-188

Pizanis A, Holstein JH, Vossen F, Burkhardt M, Pohlemann T (2013B) Compression and contact area of anterior strut grafts in spinal instrumentation: a biomechanical study. *BMC Musculoskeletal Disorders* 14: 1-7

Pohlemann T, Bosch U, Gänsslen A, Tscherne H (1994) The Hannover experience in management of pelvic fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 305: 69-80

Pohlemann T, Culemann U, Gänsslen A, Tscherne H (1996A) Die schwere Beckenverletzung mit pelviner Massenblutung: Ermittlung der Blutungsschwere und klinische Erfahrung mit der Notfallstabilisierung. *Der Unfallchirurg* 99: 734-743

Pohlemann T, Tscherne H, Baumgärtel F, Egbers HJ, Euler E, Maurer F, Fell M, Mayr E, Quirini WW, Schlickewei W, Weinberg A (1996B) Pelvic fractures: epidemiology, therapy and long-term outcome. Overview of the multicenter study of the Pelvis Study Group. *Der Unfallchirurg* 99: 160-167

Pohlemann T, Gänsslen A, Schellwald O, Culemann U, Tscherne H (1996C) Outcome after pelvic ring injuries. *Injury* 27: 31-38

Pohlemann T, Gänsslen A, Stief CH (1998) Komplexe Verletzungen des Beckens und Acetabulums. *Der Orthopäde* 27: 32-44

Pohlemann T, Gänsslen A (1999) Die Operation der Symphysensprengung. *Operative Orthopädie und Traumatologie* 11: 149-159

Pohlemann T, Richter M, Otte D, Gänsslen A, Bartram H, Tscherne H (2000) Die Entstehung von Beckenringverletzungen im Straßenverkehr. *Der Unfallchirurg* 103: 267-274

Pohlemann T, Weigel B, Maghsudi M (2011A) Becken; In: Weigel B, Nerlich M (eds) *Praxisbuch Unfallchirurgie*, 2. Auflage. Springer Verlag Berlin Heidelberg pp 470-504

Pohlemann T, Stengel D, Tosounidis G, Reilmann H, Stuby F, Stöckle U, Seekamp A, Schmal H, Thannheimer A, Holmenschlager F, Gänsslen A, Rommens PM, Fuchs T, Baumgärtel F, Marintschev I, Krischak G, Wunder S, Tscherne H, Culemann U (2011B) Survival trends and predictors of mortality in severe pelvic trauma: Estimates from the German Pelvic Trauma Registry Initiative. *Injury* 42: 997-1002

Putnis SE, Pearce R, Wali UJ, Bircher MD, Rickman MS (2011) Open reduction and internal fixation of a traumatic diastasis of the pubic symphysis: ONE-YEAR RADIOLOGICAL AND FUNCTIONAL OUTCOMES. *Journal of Bone and Joint Surgery- British Volume* 93B: 78-84

Raman R, Roberts CS, Pape HC, Giannoudis PV (2005) Implant retention and removal after internal fixation of the symphysis pubis. *Injury* 36: 827-831

Reinhold M, Knop C, Beisse R, Audigé L, Kandziora F, Pizanis A, Pranzl R, Gercek E, Schultheiss M, Weckbach A, Bühren V, Blauth M (2009) Operative Behandlung traumatischer Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Der Unfallchirurg* 112: 33-45

Riches PE, Dhillon N, Lotz J, Woods AW, McNally DS (2002) The internal mechanics of the intervertebral disc under cyclic loading. *Journal of Biomechanics* 35: 1263-1271

Roche B, Dembe JC, Karenovics W, Robert-Yap J, Cahana A (2005) Pudendusneuralgie Anatomisch- Chirurgische Aspekte. *Coloproctology* 27: 236-241

Rollmann M, Herath S, Kirchhoff F, Braun B, Holstein J, Pohlemann T, Menger M, Histing T (2017) Pelvic ring fractures in the elderly now and then- a pelvic ring registry study. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 71: 83-88

Rommens PM, Gercek E, Hansen M, Hessmann MH (2003) Mortalität, Morbidität und funktionelles Endergebnis nach "Open-book-Verletzungen" und lateralen Kompressionsverletzungen des Beckenringes. Eine retrospektive Analyse von 100 Beckenringverletzungen des Typ B nach Tile. *Der Unfallchirurg* 106: 542-549

Rothenberger DA, Fischer RP, Perry JF (1978) Major vascular injuries secondary to pelvic fractures: An unsolved clinical problem. *The American Journal of Surgery* 136: 660-662

Rubel IF, Seligson D, Mudd L, Willinghurst C (2002) Endoscopy for Anterior Pelvis Fixation. *Journal of Orthopaedic Trauma* 16: 507-514

Schandelmaier P, Krettek C, Ungerland A, Reimers N, Tscherne H (1997) Vorbiegung und Vorspannung bei der schmalen 4,5-mm-AO-Titan-LC-DCP. *Langenbecks Archiv für Chirurgie* 382: 325-331

Schäffler A, Döbele S, Stuby F, Maucher M, Schröter S, Stöckle U, König B (2014) Die neue anatomische Flügelplatte für osteoporotische Azetabulumfrakturen: biomechanische Testung und erste klinische Erfahrungen. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 152: 26-32

Scheyerer MJ, Zimmermann SM, Osterhoff G, Tiziani S, Simmen HP, Wanner GA, Werner CML (2016) Anterior subcutaneous internal fixation for treatment of unstable pelvic fractures. *BMC Research Notes* 7: 133

Schiebler TH, Korf HW (2007) *Anatomie*, 10. Auflage. Steinkopff Verlag

Schweigkofler U, Dörrhöfer R, Walter G, Hoffmann R (2008) Sachgerechte Anwendung und Komplikationsmanagement beim Fixateur externe. *OP- Journal* 24: 10-17

Schwemmler K, Schultheis KH (1985) Abdominelle Begleitverletzungen der Beckenfrakturen. *Unfallchirurgie* 11: 7-11

Seekamp A, Burkhardt M, Pohlemann T (2004) Schockraummanagement bei Verletzungen des Beckens. *Der Unfallchirurg* 107: 903-910

Sharpe JP, Magnotti LJ, Gobbell WC, Huang X, Perez EA, Fabian TC, Croce MA (2016) Impact of early operative pelvic fixation on long-term self-reported outcome following severe pelvic fracture. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery* 82: 444-450

Siegmeth A, Müllner TH, Kukla CH, Vécsei V (2000) Begleitverletzungen beim schweren Beckentrauma. *Der Unfallchirurg* 103: 572-581

Siekmann H, Josten C, Böhme J (2016) Operationsberichte Orthopädie und Unfallchirurgie. Springer- Verlag Berlin Heidelberg

Stahel PF, Hammerberg EM (2016) History of pelvic fracture management: a review. World Journal of Emergency Surgery 11: 18

Stein T, Stein V, Heisel J, Langer M, Garcia P, Scheiderer B, Jerosch J, Vazifehdan F, Greitemann B, Lolis U, Abel R, Wenz W, Gerner HJ (2015) Spezifische Behandlungsstrategien; In: Stein V, Greitemann B (eds) Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie, Springer Verlag Berlin Heidelberg pp 189-239

Stuby FM, Gonser CE, Baron HC, Stöckle U, Badke A, Ochs BG (2012) Implantatentfernung nach Beckenringfraktur. Der Unfallchirurg 115: 330-338

Stuby FM, Doebele S, Agarwal Y, Windolf M, Gueorguiev B, Ochs BG (2014) Influence of flexible fixation for open book injury after pelvic trauma - A biomechanical study. Clinical Biomechanics 29: 657-663

Stuby FM, Lenz M, Doebele S, Agarwal Y, Skulev H, Ochs BG, Zwingmann J, Gueorguiev B (2017) Symphyseal fixation in open book injuries cannot fully compensate anterior SI joint injury- A biomechanical study in a two-leg alternating load model. PLoS ONE 12: 1-11

Thannheimer A, Bühren V (1965) Beckenfrakturen und ihre Behandlung. In: Jerosch J, Heisel J, Imhoff AB (eds) Fortbildung Orthopädie, Traumatologie Band 11 Hüfte, Steinkopff Verlag 53-61

ten Broek RPG, Bezemer J, Timmer FA, Mollen RMHG, Boekhoudt FD (2014) Massive haemorrhage following minimally displaced pubic ramus fractures. European Journal of Trauma and Emergency Surgery 40: 323-330

Tesoriero RB, Bruns BR, Narayan M, Dubose J, Guliani SS, Brenner ML, Boswell S, Stein DM, Scalea TM (2017) Angiographic embolization for hemorrhage following pelvic fracture: Is it "time" for a paradigm shift? *Journal of Trauma and Acute Care Surgery* 82: 18-24

Tillmann BN (2016) *Atlas der Anatomie des Menschen*, 3. Auflage. Springer Verlag Berlin Heidelberg

Timm E (1928) Über Symphysenluxationen und ihre Behandlung. *Deutsche Zeitschrift für Chirurgie* 213: 231-242

Vaidya R, Colen R, Vigdorichik J, Tonnos F, Sethi A (2012) Treatment of unstable pelvic ring injuries with an internal anterior fixator and posterior fixation: Initial clinical series. *Journal of Orthopaedic Trauma* 26: 1-8

Van Loon P, Kuhn S, Hofmann A, Hessmann MH, Rommens PM (2011) Radiological analysis, operative management and functional outcome of open book pelvic lesions: A 13-year cohort study. *Injury* 42: 1012-1019

Varga E, Hearn T, Powell J, Tile M (1995) Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring. *Injury* 26: 75-80

Wagner M (2010) Vor- und Nachteile der winkelstabilen Plattenosteosynthese. *Der Orthopäde* 39: 149-159

Westhoff J, Höll S, Kälicke T, Muhr G, Kutscha-Lissberg F (2004) Die offene Beckenfraktur-Behandlungsstrategie und Resultate anhand von 12 Patienten. *Der Unfallchirurg* 107: 189-195

Willy C, Schmidt R, Gerngroß H, Friemert B (2004) Die Versorgung der transsymphysären Instabilität mittels Fixateur interne. Unfallchirurg 107: 706-708

Wilson DR, Apreleva V, Eichler MJ, Harrold FR (2003) Accuracy and repeatability of a pressure measurement system in the patellofemoral joint. Journal of Biomechanics 36: 1909-1915

Wolter D, Jürgens C (2006) Winkelstabile Verbindungen bei Osteosyntheseimplantaten: Historische Entwicklung, wissenschaftlicher Hintergrund und aktueller Stand. Trauma und Berufskrankheit 8: 206-211

Wright DG, Taitsman L, Laughlin RT (1996) Pelvic and bladder trauma: a case report and subject review. Journal of Orthopaedic Trauma 10: 351–354

Yao F, He Y, Qian H, Zhou D, Li Q (2015) Comparison of Biomechanical Characteristics and Pelvic Ring Stability Using Different Fixation Methods to Treat Pubic Symphysis Diastasis. Medicine 94: 1-7

Yinger K, Scalise J, Olson SA, Bay BK, Finkemeier CG (2003) Biomechanical comparison of posterior pelvic ring fixation. Journal of Orthopaedic Trauma 17: 481-487

## 10 Abbildungsverzeichnis

### Abbildungen:

**Abb. 1/ Seite 45:** Kunststoffbecken Synbone AG, Modell- Nr. 4060

**Abb. 2/ Seite 46:** Standard 4- Loch 4,5 mm Großfragment DC Stahlplatte (DCP, DePuy Synthes Companies, Obersdorf, Schweiz)

**Abb. 3/ Seite 47:** Fixateur interne (USS- fracture, DePuy Synthes Companies, Umkirch, Deutschland)

**Abb. 4/ Seite 49:** (a) Becken in der Universal- Materialprüfmaschine im Zweibeinstandmodell, (b) Software zur Universal- Materialprüfmaschine testXpert V8.1

**Abb. 5/ Seite 51:** (a) Becken mit angebrachtem Messsystem zur dreidimensionalen Bewegungsanalyse (Zebris), (b) Software zum Messsystem WinBiomechanics V0.1.9

**Abb. 6/ Seite 52:** Testreihe mit einem Gummiband, (a) vor der Belastung, (b) unter Belastung mit sichtbarer Symphysendiastase

**Abb. 7/ Seite 54:** (a) Becken mit einliegendem Messsystem im Symphysenspalt (I- Scan), (b) Software zum Messsystem Tekscan Ink Version 5.9

**Abb. 8/ Seite 56:** Becken mit anliegender Schablone zur standardisierten Positionierung der Repositionszange

**Abb. 9/ Seite 56:** Einkerbung mit dem Luer zur standardisierten Positionierung der Repositionszange

**Abb. 10/ Seite 59:** Symphysenmodell, Facies symphysealis eingebettet in Zement

**Abb. 11/ Seite 61:** 4 Schritte der Plattenosteosynthese

**Abb. 12/ Seite 62:** 4 Schritte der Osteosynthese mit dem Fixateur interne

**Abb. 13/ Seite 66:** Dreidimensionale Bewegungsanalyse am Beispiel der Nummer 8 aus der Gruppe Stahlplatte bei einer Belastung des Beckenmodells mit 400N

**Abb. 14/ Seite 67:** Messung der Kompressionskraft im Symphysenspalt am Beispiel der Nummer 2 aus der Gruppe Fixateur interne

**Abb. 15/ Seite 68:** Messung der Kontaktfläche im Symphysenspalt am Beispiel der Nummer 6 aus der Gruppe Fixateur interne

**Abb. 16/ Seite 69:** Ermittlung der Kraftverteilung am Beispiel der Nummer 8 aus der Gruppe Stahlplatte während einer Belastung von 400N

**Abb. 17/ Seite 70:** Aufzeichnung der Kraftzentrumswanderung am Beispiel der Nummer 5 aus der Gruppe Stahlplatte während der Vollführung der Osteosynthese

**Abb. 18/Seite 72:** Röntgenbild Kunststoffbecken mit 4,5 DC Stahlplatte, Darstellung der Implantatlage in 2 Ebenen

**Abb. 19/ Seite 73:** Röntgenbild Kunststoffbecken mit Fixateur interne, Darstellung der Implantatlage in 2 Ebenen

### **Grafiken:**

**Grafik 1/ Seite 64:** Versuchsablauf

**Grafik 2/ Seite 75:** Bewegungen entlang der x- Achse bei Erreichen der Vorkraft (20 N)

**Grafik 3/ Seite 76:** Bewegungen entlang der x- Achse unter 300 N axialer Belastung

**Grafik 4/ Seite 77:** Bewegungen entlang der x- Achse unter 400 N axialer Belastung

**Grafik 5/ Seite 79:** Bewegungen entlang der y- Achse bei Erreichen der Vorkraft (20 N)

**Grafik 6/ Seite 80:** Bewegungen entlang der y- Achse unter 300 N axialer Belastung

**Grafik 7/ Seite 81:** Bewegungen entlang der y- Achse unter 400 N axialer Belastung

**Grafik 8/ Seite 83:** Bewegungen entlang der z- Achse bei Erreichen der Vorkraft (20 N)

**Grafik 9/ Seite 84:** Bewegungen entlang der z- Achse unter 300 N axialer Belastung

**Grafik 10/ Seite 85:** Bewegungen entlang der z- Achse unter 400 N axialer Belastung

**Grafik 11/ Seite 87:** Bewegungen entlang der x- Achse

**Grafik 12/ Seite 88:** Bewegungen entlang der y- Achse

**Grafik 13/ Seite 89:** Bewegungen entlang der z- Achse

**Grafik 14/ Seite 92:** Kompressionskraft im Symphysenspalt

**Grafik 15/ Seite 94:** Segmentale Kraftverteilung zum Zeitpunkt Reposition

**Grafik 16/ Seite 95:** Segmentale Kraftverteilung zum Zeitpunkt Osteosynthese

**Grafik 17/ Seite 96:** Segmentale Kraftverteilung zum Zeitpunkt 300N

**Grafik 18/ Seite 97:** Segmentale Kraftverteilung zum Zeitpunkt 400N

**Grafik 19/ Seite 98:** Segmentale Kraftverteilung zum Zeitpunkt Final

**Grafik 20/ Seite 99:** Segmentale Kraftverteilung bei einer osteosynthetischen Versorgung mittels Fixateur interne

**Grafik 21/ Seite 101:** Segmentale Kraftverteilung bei Plattenosteosynthese

**Grafik 22/ Seite 102:** Kontaktfläche im Symphysenspalt

**Grafik 23/ Seite 104:** Segmentale Kontaktflächenverteilung zum Zeitpunkt Reposition

**Grafik 24/ Seite 105:** Segmentale Kontaktflächenverteilung zum Zeitpunkt Osteosynthese

**Grafik 25/ Seite 106:** Segmentale Kontaktflächenverteilung zum Zeitpunkt 300N

**Grafik 26/ Seite 107:** Segmentale Kontaktflächenverteilung zum Zeitpunkt 400N

**Grafik 27/ Seite 108:** Segmentale Kontaktflächenverteilung zum Zeitpunkt Final

**Grafik 28/ Seite 109:** Segmentale Kontaktflächenverteilung bei einer osteosynthetischen Versorgung mittels Fixateur interne

**Grafik 29/ Seite 110:** Segmentale Kontaktflächenverteilung bei Plattenosteosynthese

**Grafik 30/ Seite 112:** Relative Lage des Kraftzentrums entlang der Längsausdehnung des Symphysenabdrucks

**Tabellen:**

**Tabelle 1/ Seite 90:** Bewegungen entlang der drei Achsen

**Tabelle 2/ Seite 93:** Kompressionskraft im Symphysenspalt

**Tabelle 3/ Seite 100:** Segmentale Verteilung der Kompressionskraft im Symphysenspalt

**Tabelle 4/ Seite 103:** Kontaktfläche im Symphysenspalt

**Tabelle 5/ Seite 111:** Segmentale Verteilung der Kontaktfläche im Symphysenspalt

**Tabelle 6/ Seite 113:** Relative Lage des Kraftzentrums entlang des Symphysenabdrucks

## 11 Danksagung

Diese Arbeit widme ich meinem Papa, der immer an mich geglaubt hat, mir stets zur Seite stand und vor allem mein Studium und diese Promotion überhaupt erst ermöglicht hat.

Mein besonderer Dank gilt:

*PD Dr. med. Antonius Pizanis* für die Überlassung des Themas und die Möglichkeit es selbstständig, aber dennoch mit großartiger Unterstützung und hilfreicher Kritik zu bearbeiten.

*Prof. Dr. med. Tim Pohlemann* für die Ermöglichung einer Promotion in der von ihm geleiteten Klinik.

*Prof. Dr. med. Dieter Kohn* für die großzügige Bereitstellung der Räumlichkeiten und Gerätschaften im biomechanischen Labor der Orthopädie.

*Dr. med. Tobias Fritz* für die unbeschreiblich gute Betreuung, für die Hilfe bei den Versuchen und der Korrektur der Dissertationsschrift, für die Einführung in das wissenschaftliche Arbeiten, für die ganze Zeit, die er investiert hat, für sein Engagement, seine humorvolle Art und vor allem für seine Freundschaft.

*Friedemann Strobel* für seine Geduld, seine Freundschaft und die unschätzbare Hilfe und Unterstützung.

## Danksagung

Ferner möchte ich mich bei allen Kollegen der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie und der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie für die hervorragende Zusammenarbeit bedanken.

Nicht zuletzt gebührt mein herzlicher Dank meiner Familie und meinen Freunden für die Liebe und Unterstützung, die sie mir täglich geben.

## 12 Publikationen

Fritz T, Mettelsiefen L, Strobel F, Braun BJ, Herath SC, Histing T, Pohlemann T, Pizanis A (2020) A novel internal fixation method for open book injuries of the pubic symphysis- A biomechanical analysis. *Clinical Biomechanics* Volume 77.

Fritz T, Braun BJ, Veith N, Hopp S, Mettelsiefen L, Strobel F, Pohlemann T, Pizanis A (2019) Stabilization of a Type B1.1 injury in a morbidly obese Patient using an Internal Fixator in a minimally invasive Technique. *JBJS Case Connector* Volume 9.

Vortrag am 31.03.2017, Hannover

10. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik:

Fritz T, Braun B, Veith N, Strobel F, Mettelsiefen L, Pohlemann T, Pizanis A Entwicklung einer minimalinvasiven Osteosynthesetechnik für Open Book Verletzungen des Beckens.

Vortrag am 18.01.2017, Homburg (Saar)

25. Wissenschaftliche Jahrestagung der saarländischen Chirurgenvereinigung e.V.

Fritz T, Veith N, Mettelsiefen L, Strobel F, Hopp S, Pohlemann T, Pizanis A Entwicklung einer minimalinvasiven Osteosynthesetechnik für Open Book Verletzungen des Beckens.

## **13 Lebenslauf**

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.

