

Aus dem Bereich
Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes, Homburg/Saar

**Vergleich etablierter Osteosynthesemethoden von „Open-Book-
Verletzungen“ als Grundlage zur Entwicklung neuer
Versorgungsstrategien der Symphyse**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2020

vorgelegt von: Friedemann Strobel
geb. am: 16.07.1992 in Karlsruhe

Aus der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. med. T. Pohlemann

Tag der Promotion: 22.03.2022

Dekan: Prof. Dr. med. M. Menger

1. Gutachter: PD Dr. med. Antonius Pizanis
2. Gutachter: Prof. Dr. Stefan Landgraeber
3. Gutachter: Prof. Dr. Joachim Oertel

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	S.5
1. Zusammenfassung	S.6
1.1. Summary	S.8
2. Einleitung	S.10
3. Grundlagen	
3.1. Anatomie des Beckens	S.12
3.2. Beckenfrakturen: Unfallmechanismen und Verletzungsmuster	S.14
3.3. Beckenfrakturen: Epidemiologie und Prognose	S.15
3.4. Beckenfrakturen: Diagnostik	S.16
3.5. Beckenfrakturen: Klassifikation	S.18
3.6. „Open-Book-Verletzung“ - Typ AO 61-B 1.1 Verletzung	S.19
3.6.1. Versorgungsziel	S.19
3.6.2. Konservative Therapie	S.20
3.6.3. Operative Therapie	S.20
3.6.3.1. Interfragmentäre Kompression und Schienung	S.21
3.6.3.2. Die ligamentäre Heilung	S.22
3.6.3.3. Das Prinzip der Winkelstabilität	S.22
3.7. Zielsetzung	S.24
3.8. Fragestellung	S.24
4. Material und Methodik	
4.1. Material	S.25
4.1.1. Synthetische Beckenmodelle	S.25
4.1.2. Implantate	S.26
4.1.3. Messsysteme	S.28
4.1.3.1. Universalprüfmaschine	S.28
4.1.3.2. Kraftsensorfolie	S.28
4.1.3.3. Zebris 3-D Bewegungsanalyse	S.30
4.1.4. Sonstige Materialien	S.31

4.2. Methodik	S.34
4.2.1. Versuchsvorbereitung	S.34
4.2.2. Zweibeinstandmodell	S.36
4.2.3. Versuchsaufbau	S.36
4.2.4. Versuchsablauf	S.37
4.2.5. Messparameter	S.41
4.2.6. Statistik	S.42
5. Ergebnisse	
5.1 Zebris 3-D Bewegungsanalyse	S.43
5.2 Kraftsensorfolie	S.46
5.2.1 Kompressionskraft	S.49
5.2.2 Kontaktfläche	S.51
5.2.3 Segmentale Auswertung	S.53
5.2.3.1 Segmentale Kontaktfläche	S.54
5.2.3.2 Segmentale Kompressionskraft	S.56
5.3 Osteosynthesequalität	S.59
6. Diskussion	
6.1. Diskussion der Methoden	S.61
6.2. Diskussion der Ergebnisse	S.64
7. Fazit	S.67
8. Literaturverzeichnis	S.68
9. Abbildungsverzeichnis	S.75
10. Tabellenverzeichnis	S.77
11. Publikationen/Danksagung	
11.1. Publikationen	S.78
11.2. Danksagungen	S.79
12. Lebenslauf	S.80

Abkürzungsverzeichnis

°	Grad
%	Prozent
2-D	zweidimensional
3-D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
ANOVA	analysis of varianz
AO	Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
AVI	Audio Video Interleave
cm	Zentimeter
cm ²	Quadratcentimeter
DCP	dynamic compression plate
et al.	et alteri
i.d.R.	in der Regel
LDCP	locking dynamic compression plate
Lig.	Ligament
Ligg.	Ligamenta
M	Mittelwert
max	maximal
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
N	Newton
Nr.	Nummer
o.g.	oben genannt
OP	Operation
s	Sekunde
SCP	Symphyseal Compression Plate
SD	Standartabweichung
SI	Sacroiliacal
SLP	Symphyseal Locking Plate
u.a.	unter Anderem
z.B.	zum Beispiel

1. Zusammenfassung

Beckenringfrakturen kommen mit einer Häufigkeit von 3-8% aller Frakturen vor (Tscherne et al. 1993; Pohlemann et al. 1996). Das Ziel der Therapie ist eine Stabilisierung des vorderen und hinteren Beckenrings. Dazu kommen unterschiedliche Versorgungsstrategien zum Einsatz. Hierbei unterscheidet man die Akutversorgung von der definitiven Stabilisierung. Zur Analyse der Beckenringfrakturen wird in der Regel die AO-Klassifikation herangezogen. Es werden unterschiedliche Subtypen klassifiziert. Einen Sonderfall stellt die ligamentäre Verletzung der Symphyse und des einseitigen Iliosakralgelenks dar. Dies wird als „Open Book“-Verletzung bezeichnet (Typ 61 B1.1) (Bauch et al. 2003). Als Goldstandard in deren Versorgung wird die Symphysen-überbrückende Plattenosteosynthese angesehen (Pohlemann et al. 1999; Culemann et al. 2013; Acklin et al. 2016). In der Literatur sind sowohl die 4,5 mm dynamischen Kompressionsplatten (DCP) als auch spezielle 3,5 mm Symphysenplatten (LDGP) etabliert (Pizanis et al. 2013).

In der durchgeführten experimentell biomechanischen Studie sollten Unterschiede zwischen den untersuchten Implantat-Systemen in Bezug auf die Stabilität der Osteosynthese, die Kontaktfläche der Symphyse und die Kompressionskraft im Symphysenspalt unter axialer Belastung aufgedeckt werden. In diesem Umfang ist bislang keine Gegenüberstellung der o.g. Verfahren erfolgt.

Die Versuche erfolgten an synthetischen Beckenmodellen (Synbone® Typ 4060), welchen standardisiert die Typ 61-B1.1 Verletzung zugefügt wurde. Die Kompressionskraft im Symphysenspalt und die belastete Kontaktfläche wurden mithilfe von Kraftsensorfolien in Echtzeit erfasst. Die Auswertung erfolgte für die Messpunkte Reposition, Osteosynthese, bei Belastung mit 300 und 400 N und nach den Belastungszyklen. Die Analyse der Rotations- und Translationsbewegungen im Raum erfolgte mittels Ultraschallsensoren. Beide Osteosyntheseverfahren gewährleisteten eine suffiziente Reposition und Stabilität des Beckenrings während der Versuchsreihe. Insgesamt zeigte sich unter den statischen Belastungen die Kontaktfläche der speziellen 3,5 mm Symphysenplatte der 4,5 mm DCP überlegen. Auch hinsichtlich der Kompressionskraft erzielte die 3,5 mm Symphysenplatte signifikant bessere Ergebnisse bei Abschluss der Osteosynthese, wobei dieser Effekt zu späteren Messpunkten nicht mehr signifikant ausgeprägt war.

Zusammenfassend war keines der hier analysierten Plattensysteme in Bezug auf die Kontaktfläche oder die Kompressionskraft unterlegen. Allerdings zeigte sich die spezielle 3,5 mm Symphysenplatte durch die größere Kontaktfläche bei segmental physiologischerer Verteilung der 4,5 mm DCP überlegen. Die durchgeführte Studie legt nahe, dass zur Osteosynthese einer AO Typ 61-B 1.1 Verletzung die spezielle 3,5 mm Symphysenplatte der 4,5 mm DCP vorzuziehen ist. Die Wahl des Osteosyntheseverfahrens muss jedoch individuell für den jeweiligen Patienten getroffen werden und obliegt dem Operateur.

1.1 Summary

Pelvic ring fractures occur with a frequency of 3-8% of all fractures (Tscherne et al. 1993; Pohlemann et al. 1996). The aim of therapy is to stabilize the anterior and posterior pelvic ring. Different treatment strategies are used for this purpose. A differentiation is made between acute care and definitive stabilization. The AO classification is generally used for the analysis of pelvic ring fractures. Different subtypes are classified. A special case is the ligamentous injury of the symphysis and the one-sided sacroiliac joint. This is referred to as "open book" injury (type 61 B1.1) (Bauch et al. 2003). Symphysis-bridging plate osteosynthesis is regarded as the gold standard in their treatment (Pohlemann & Gänsslen 1999; Culemann et al. 2013; Acklin et al. 2016). Both the 4.5 mm Dynamic Compression Plates (DCP) and special 3.5 mm symphysis plates (LDGP) are well established in the literature (Pizanis et al. 2013).

In the present experimental biomechanical study, differences between the tested implant systems with respect to stability of the osteosynthesis, the contact surface of the symphysis and the compression force in the symphysis gap under axial load have been investigated. To this extent, no comparison of the above-mentioned procedures has been made so far.

The tests were performed on composite pelvic models (Synbone® type 4060) to which the type 61-B1.1 injury was added in a standardized manner. The compression force in the symphysis gap and the loaded contact surface were recorded in real time at defined measuring points using force sensor films: reduction, osteosynthesis as well as during and after load cycles with 300 and 400 N. The analysis of rotational and translational movements in space was performed using ultrasound sensors. Both osteosynthesis procedures showed sufficient reduction and stability of the pelvic ring during the test series under static load. Overall, the contact surface of the special 3.5 mm symphysis plate was superior to the 4.5 mm DCP. The 3.5 mm symphyseal plate also showed significantly better results in terms of compression force at the end of osteosynthesis, although this effect was no longer significantly pronounced at later measuring points.

In summary, none of the plate systems analyzed here was inferior to the contact surface or the compression force. However, the special 3.5 mm symphyseal plate was superior to the 4.5 mm DCP due to the larger contact area with segmental

physiological distribution. The study suggests that the special 3.5 mm symphyseal plate is more preferable to the 4.5 mm DCP for osteosynthesis of an AO type 61-B 1.1 injury. However, the choice of the osteosynthesis procedure must be made individually for each patient and is the responsibility of the surgeon.

2. Einleitung

Beckenringfrakturen machen 3-8% aller Frakturen aus (Tscherne et al. 1993; Pohlemann et al. 1996). Komplexe Beckenringfrakturen treten gehäuft bei lebensbedrohlichen Polytraumata auf, weshalb das adäquate Erkennen und Behandeln zu einer relevanten Verbesserung der Patientenversorgung führt (Ismail et al. 2016). In der epidemiologischen Verteilung treten Beckenfrakturen vermehrt in zwei Populationen auf. So entstehen Beckenfrakturen bei jungen, körperlich aktiven Menschen häufig durch Hochrasanztraumata, Stürzen aus großer Höhe oder direkten Einklemmungen, während bei älteren Menschen ab 65 Jahren die Ursache oft Bagatelltraumata durch reduzierte Knochenstabilität sind (Weber et al. 2001; Fuchs et al. 2011). Im Hinblick auf die Geschlechterverteilung sind die Patienten mit Altersgipfel um das 35. Lebensjahr vorwiegend männlich (Weber et al. 2001). In der Patientengruppe über 65 Jahre überwiegt aufgrund der höheren Inzidenz der Osteoporose das weibliche Geschlecht (Fuchs et al. 2011; Hadji et al. 2013; Rollmann et al. 2017). Die primäre Versorgung vital bedrohlicher Verletzungen steht in der Akutphase im Vordergrund (Fritz et al. 2018), die anschließende Wiederherstellung der Integrität des Beckenrings ist notwendig, um die biomechanischen Aufgaben als Überträger der Kraft von Rumpf auf die unteren Extremitäten und dessen Koordination von Bewegung und Statik zu erreichen (Euler et al. 2000). Nur so kann das für die Patienten relevante, möglichst hohe Maß an Lebensqualität erhalten werden (Weber et al. 2001). Um dem funktionellen Anspruch der Patienten gerecht zu werden, zielen alle Behandlungsansätze auf eine frühe Mobilisation und Rehabilitation ab (Pohlemann et al. 2011; Stein et al. 2015; Fritz et al. 2018). Dies kann durch eine möglichst anatomische Reposition und eine ausreichende Belastungsstabilität des Beckens erreicht werden. Bis vor ca. 50 Jahren stand die konservative Behandlung der Beckenverletzung im Vordergrund, da die Verletzten meist bereits präklinisch an den Folgen der Beckenverletzung verstarben (Böhler 1929; Worland et al. 1975; Stahel et al. 2016). Erst durch die Verbesserung des Sicherheitsstandards im Straßenverkehr und Fortschritten in der modernen präklinischen Versorgung, konnte die Letalität nach Beckenverletzungen reduziert werden, sodass eine anschließende klinische Notfallversorgung mit Entscheidung über ein konservatives oder operatives Verfahren gewählt werden kann. Diese

Behandlung ist abhängig vom Frakturtyp sowie der Stabilität, Lokalisation und Dislokation der Verletzung.

Die operative Versorgung steht insbesondere bei Verletzungen mit Unterbrechung der Kontinuität des Beckenringes im Vordergrund. Hierbei kann durch die Reposition die Stabilität des Beckenrings wieder erreicht werden, was zum einen das Volumen des Beckens und zum anderen die vertikalen und horizontalen Bewegungen der Frakturfragmente reduziert (Baqué et al. 2005).

Symphysensprengungen mit inkompletter Unterbrechung des dorsalen Beckenrings bei unilateraler Außenrotation und anteriorer Sprengung der Iliosakralfuge (Typ B1-1 nach AO Klassifikation) führen zu einer partiellen Instabilität des Beckens (Bauch et al. 2003). Zur Versorgung dieser Verletzungen gilt derzeit die Plattenosteosynthese der Symphyse als Goldstandard (Olerud et al. 1984; Dolati 1985; Hansen et al. 1985; Pohlemann et al. 1996, 1999; Thannheimer et al. 2005; Pizanis et al. 2013; Fritz et al. 2018). Die Art des Osteosynthesematerials wird aktuell in der Literatur diskutiert, da es keine eindeutige Studienlage über den Vorteil einer speziellen Plattenosteosynthese mit oder ohne Winkelstabilität gibt. Die Wahl des Implantats beruht auch heute häufig auf den Vorlieben des Operateurs (Ma et al. 2014) oder der gegebenen instrumentellen Ausrüstung jeder Klinik. Im klinischen Alltag finden sich einfache universelle Platten, Platten mit anatomischer Vorbiegung sowie Plattendesigns mit der Option der winkelstabilen Frakturversorgung (Mückley et al. 2008). Die hier beschriebene biomechanisch experimentelle Studie untersucht die beiden etablierten Osteosynthesemethoden von Symphysensprengungen, um weitere Evidenz zur Entscheidungsfindung des optimalen Osteosynthesematerials zu schaffen. Die Ergebnisse dieser Studie dienen zudem als Basis um die Frage nach einer optimalen operativen Versorgungsstrategie der Symphyse zu beantworten.

3. Grundlagen

3.1 Anatomie des Beckens

Das knöchernerne Becken (Pelvis) setzt sich aus den paarig angelegten Hüftbeinen (Ossa coxae) und dem Os sacrum zusammen (Henne-Bruns et al. 2012; Aumüller et al. 2017; Biberthaler et al. 2017).

Das Hüftbein (Os coxae) besteht aus dem kranial gelegenen Darmbein (Os ilium), dem ventral/kaudal befindlichen Schambein (Os pubis) und dem dorsal/kaudal liegenden Sitzbein (Os ischii) (Aumüller et al. 2017). Im Bereich der Hüftgelenkspfanne (Acetabulum) verschmelzen die eben genannten Knochen und bilden in der Wachstumsphase eine Y- förmige, chondrale Wachstumsfuge, die normalerweise zwischen dem 13. und 16. Lebensjahr ossifiziert (Waschke et al. 2015; Aumüller et al. 2017). Die Ossa coxae werden ventral durch eine Synchondrose, die Schambeinfuge (Symphysis pubica) verbunden (Becker et al. 2010; Aumüller et al. 2017). Dorsal artikulieren die Ossa coxae mit dem Os sacrum und bilden die Articulationes sacroiliacae (Aumüller et al. 2017).

Es entsteht ein stabiler Knochenring, der als Ursprung und Ansatz für einen Teil der Rumpf- und Oberschenkelmuskulatur dient und zudem inneren Organen, Nerven und Gefäßen Schutz bietet. Der Beckenring wird nochmals unterteilt in einen vorderen Anteil, bestehend aus Os ischii, Os pubis und der Symphysis pubica, und den hinteren Abschnitt, bestehend aus dem Os ilium, Os sacrum sowie dem Iliosakralgelenk (Pohlemann et al. 2011).

Die biomechanische Aufgabe des Beckenrings ist die Übertragung der Körperlast auf die unteren Extremitäten, wodurch der aufrechte Gang ermöglicht wird (Euler et al. 2000; Aumüller et al. 2017; Biberthaler et al. 2017).

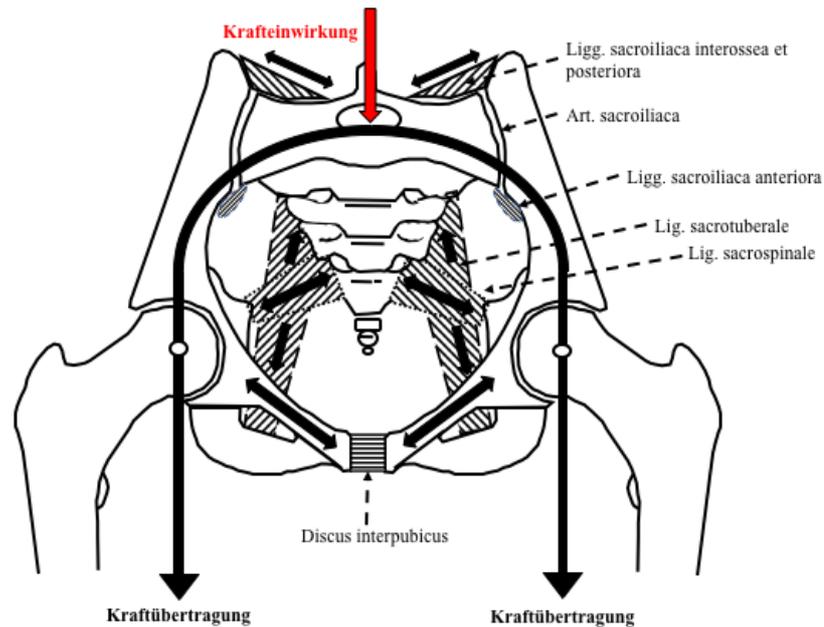


Abb. 1 Halbschematische Darstellung der Bogenkonstruktion des Beckens nach Waldeyer „Anatomie des Menschen“

Die beiden Gelenke des Beckens, die Articulatio sacroiliaca und die Symphysis pubica, erlauben dem Beckenring nur eine geringe Beweglichkeit. Das Iliosakralgelenk als Diarthrose ist durch die ineinander verzahnten Gelenkflächen und den straffen Bandapparat aus den Ligg. sacroiliaca, dem Lig. sacrotuberale, Lig. sacrospinale und Lig. sacrolumbale funktionell als Amphiarthrose anzusehen (Aumüller et al. 2017).

Die Schambeine sind jeweils an der Facies symphysealis, dem medianen Teil des corpus ossis pubis, mit der gegenüberliegenden Seite fest durch Faserknorpel verbunden (Synchondrose) (Becker et al. 2010). Die Symphysis pubica besteht aus dem Discus interpubicus (Fibrocartilago interpubica), in dem sich ein flüssigkeitsgefüllter Spalt (Cavum symphyseos) befindet (Fanghänel et al. 2003). Sie wird darüber hinaus durch vier Bänder verstärkt, dem Lig. pubicum superius und Lig. inferius (Lig. arcuatum pubis) und dem Lig. pubicum anterius und Lig. posterius (Becker et al. 2010).

Die Symphyse ist unterschiedlichen Belastungen ausgesetzt. Im Sitzen steht die Druckbelastung im Vordergrund. Beim Zweibeinstand treten vor allem Zug-, im Einbeinstand Schub- und beim Gehen zusätzlich Druck- und Biegebelastungen auf (Euler et al. 2000; Fanghänel et al. 2003).

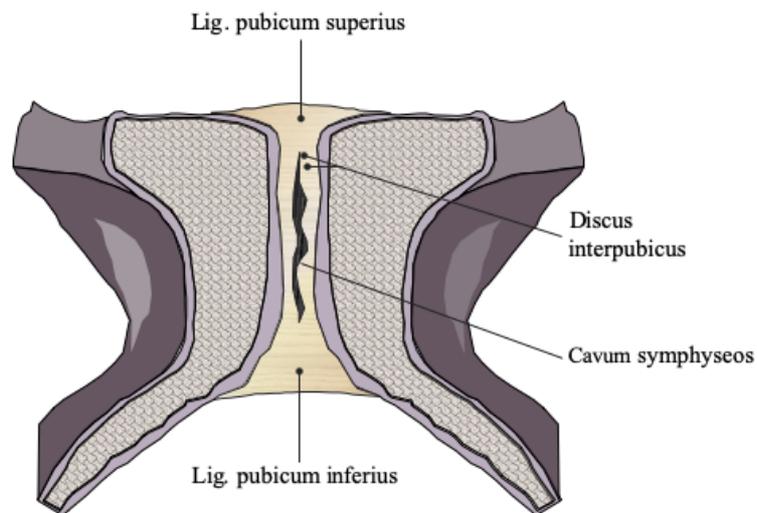


Abb. 2 Frontalschnitt durch die Schambeinfuge (*Symphysis pubica*)
nach Waldeyer „Anatomie des Menschen“

3.2 Beckenfraktur: Unfallmechanismus & Verletzungsmuster

Beckenverletzungen treten zumeist als Folge von massiven Gewalteinwirkungen, wie zum Beispiel Überrolltraumen, Verschüttungen, Verkehrsunfällen oder Stürzen aus großer Höhe bei polytraumatisierten Patienten auf (Weber et al. 2017). Eine weitere Ursache ergibt sich in der Alterstraumatologie durch die erhöhte Inzidenz von osteoporotischen Erkrankungen, wobei schon Bagateltraumen ausreichen, um eine Fraktur zu verursachen (Pohlemann et al. 2011; Rollmann et al. 2017).

Das „komplexe Beckentrauma“ ist definiert als Beckenverletzung mit pelvinem Weichteilschaden, wie z.B. des Urogenitaltraktes, der pelvinen Gefäß- oder Nervenbahnen oder des pelvinen Darms (Pohlemann et al. 1998). Eine komplexe Beckenverletzung besteht nur bei 10% aller Beckenringfrakturen und lebensbedrohliche Blutungen liegen bei 3% aller Beckenringfrakturen vor (Seekamp et al. 2004; Braun et al. 2016).

3.3 Beckenfraktur: Epidemiologie & Prognose

In Anbetracht des Unfallmechanismus ergeben sich zwei Populationen mit einem erhöhten Risiko für Beckenverletzungen.

Die erste Risikogruppe umfasst in der Regel junge, körperlich aktive Männer (Weber et al. 2001). Die zweite Gruppe beinhaltet überwiegend Patienten, die älter als 65 Jahre alt sind, mit einem Häufigkeitsgipfel zwischen dem 75. und 85. Lebensjahr (Fuchs et al. 2011; Henne-Bruns et al. 2012; Rollmann et al. 2017). Innerhalb der Population ist, im Gegensatz zu der oben genannten, bei Frauen eine höhere Inzidenz zu beobachten, dies ist bedingt durch das vermehrte Auftreten von Osteoporose bei älteren Frauen (Hadji et al. 2013; Rollmann et al. 2017).

Die Mortalität der Beckenfraktur liegt im Mittel zwischen 5 und 7,9%, bei älteren Patienten im Mittel bis zu 10% (Hauschild et al. 2007; Keil et al. 2018). Beim Vorliegen eines begleitenden Weichteilschadens im oder am Becken erhöht sich die Mortalität im Vergleich zu isoliert knöchernen oder ligamentären Verletzungen auf 15-20% (Thannheimer et al. 2005; Culemann et al. 2014).

3.4 Beckenfraktur: Diagnostik

Bei Verdacht auf eine Beckenfraktur umfasst die Basisdiagnostik eine kurze, aber ausführliche Anamnese, eine klinische Untersuchung sowie eine radiografische Darstellung.

Detaillierte Angaben zum Unfallmechanismus und -hergang, zur Schmerzlokalisierung und dem Unfallort durch den ansprechbaren Patienten und/oder das Rettungsdienstpersonal ermöglichen initial eine grobe Abschätzung des Verletzungsausmaßes.

Die anschließende klinische Untersuchung am entkleideten Patienten beinhaltet neben der Erhebung des kardiopulmonalen Status eine Stabilitätsbeurteilung durch Kompression und Distraction des Beckenkamms sowie die Diagnostik möglicher Begleitverletzungen, u.a. von Gefäß- und Nervenstrahlen, intrapelvinen Organen oder anderen Körperregionen (Culemann et al. 1997; Pohlemann et al. 2011; Henne-Bruns et al. 2012).

Die Röntgendiagnostik umfasst in der Regel drei Aufnahmen. Die Beckenübersichtsaufnahme im a.p.-Strahlengang, die Inlet-Aufnahme mit 30-40° von kranial gekippter Röntgenröhre und die Outlet-Aufnahme mit 30-40° von kaudal gekippter Röntgenröhre (Bruch et al. 2008; Henne-Bruns et al. 2012).

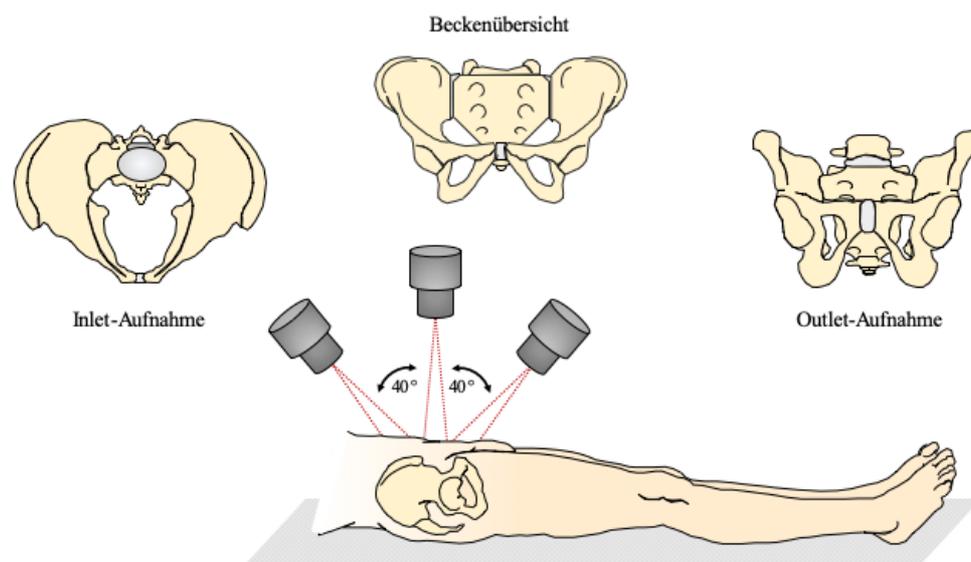


Abb. 3 Röntgendiagnostik bei Verdacht auf Beckenringfraktur
Nach „Duale Reihe Orthopädie/Unfallchirurgie“

Eine sonographische Untersuchung in Form der FAST-Methode (Focused Assessment with Sonography for Trauma) erlaubt es, eine Aussage über freie Flüssigkeit im Abdomen als Ausdruck einer intraabdominellen Verletzung bzw. einer möglichen Hämorrhagie zu treffen (Beck-Razi et al. 2008; Fritz et al. 2018). Bei der Interpretation ist jedoch zu bedenken, dass eine dorsale Instabilität mit einem retroperitonealen Hämatom einhergehen kann (Culemann et al. 1997).

Im Zuge der Initialdiagnostik sollte zur Harnableitung und Bilanzierung ein transurethraler Blasenkatheter eingebracht werden. Ist die Anlage nicht möglich, muss eine urologische Abklärung erfolgen, um eine Begleitverletzung von Urethra oder der Blase auszuschließen (Culemann et al. 1997).

Als weiterführende Diagnostik sollte, vor allem bei polytraumatisierten Patienten, eine Computer-Tomographie (CT) durchgeführt werden. Das CT ermöglicht es, die entstandenen Traumafolgen detailliert nachzuvollziehen und schafft für den Chirurgen die Grundlage einer präzisen Operationsplanung (Culemann et al. 1997; Fritz et al. 2018). Mit Hilfe dreidimensionaler Rekonstruktionen des knöchernen Bewegungsapparates können darüber hinaus hochkomplexe Verletzungsmuster bereits in der präoperativen Planung dargestellt und dem Team veranschaulicht werden. Dies ermöglicht eine besseren Planung des operativen Eingriffs (Culemann et al. 1997; Fritz et al. 2018). Aktuell werden weitere Methoden zur präoperativen Planung und Veranschaulichung erforscht, z.B. die Erstellung eines 3D-Drucks der vorliegenden Beckenfraktur (Zeng et al. 2016; Bagaria et al. 2017; Upex et al. 2017). In Ausnahmefällen kann bei klinischem Verdacht auf eine arterielle Blutung eine interventionelle Angiographie indiziert sein (Culemann et al. 1997; Fritz et al. 2018).

3.5 Beckenfrakturen: Klassifikation

Beckenringfrakturen werden mit Hilfe der Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) eingeteilt (Marsh et al. 2007).

Die AO-Klassifikation unterteilt die unterschiedlichen Frakturen unter Berücksichtigung von Richtung und Grad der Instabilität in drei große Gruppen (A-, B- und C-Verletzungen) [Abb. 3] (Marsh et al. 2007; Bruch et al. 2008). Die Typ B Verletzung liegt in der prozentualen Verteilung mit 39,7 % kurz vor der Typ A Verletzung mit 39,1 % (Burkhardt et al. 2014). Am seltensten sind mit 21,2 % die Typ C Verletzungen, denen aufgrund ihrer hohen Mortalitätsrate die höchste Priorität in der Akutversorgung zukommt (Burkhardt et al. 2014).

Typ-A-Verletzungen: Becken stabil, Dislokation i.d.R. minimal.

A1: Abrissfrakturen des Beckenrandes

A2: Frakturen der Beckenschaufeln und Schambeinäste

A3: Sakrumquerfrakturen

Typ-B-Verletzungen: Partiiell instabil: rotatorische Instabilität bei erhaltener vertikaler Stabilität. Beteiligung des vorderen und hinteren Beckenrings.

B1: Symphysensprengung und ventrale Bandruptur des ISG

(„Open-Book-Verletzung“)

B2: laterale Kompressionsfraktur

B3: beidseitige B-Verletzung

Typ-C-Verletzung: komplette Instabilität, rotatorisch und vertikal. Durch vertikale Scherkräfte resultiert eine komplette Ruptur des hinteren Beckenrings.

C1: Fraktur im Bereich des Sakrums, Iliums oder des Iliosakralgelenkes bei zeitgleich bestehender Symphysenruptur und/oder vorderer Beckenringfraktur

C2: Einseitige C-Verletzung mit B-Verletzung auf der Gegenseite

C3: Beidseitige C-Verletzung

(Marsh et al. 2007; Bruch et al. 2008; Mückley et al. 2008; Siewert et al. 2012; F. Stuby et al. 2014)

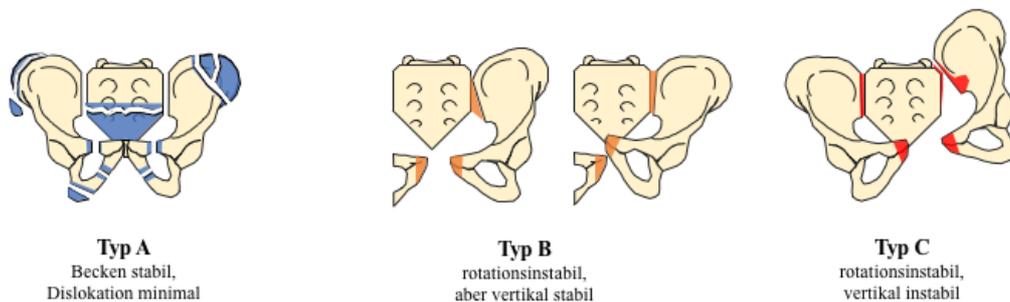


Abb. 4. AO-Klassifikation Beckenringfraktur 1996
 Nach CCF-Klassifikation Beckenringverletzungen (Tscherne/Pohlemann, 1998)

3.6 „Open Book Verletzung“ – Typ AO 61-B 1.1

Der Unfallmechanismus aus dem eine Beckenverletzung des Typs 61-B 1.1 nach AO, die sogenannte „Open-Book-Verletzung“, entsteht, ist durch eine Krafteinwirkung in anterior-posterioren Richtung gekennzeichnet (Bruch et al. 2008). Die daraus resultierende Kompression führt im hinteren Beckenring zu einer Außenrotationsbewegung der Beckenhälften in horizontaler Achse (Tscherne et al. 1993; Bruch et al. 2008).

Es resultiert eine Zerreißung der symphysären Ligamente und simultan eine einseitige Ruptur des ventralen iliosakralen Bandapparates. Der dorsale Anteil der Bänder bleibt intakt. Durch die Rotationsinstabilität klappt das Becken scharnierartig auf, wie ein „offenes Buch“ (Tscherne et al. 1993; Bauch et al. 2003; Bruch et al. 2008).

3.6.1 Versorgungsziel

Ziel der Versorgung ist eine möglichst anatomische Reposition und die Wiederherstellung der Beckenringintegrität (Pohlemann et al. 1999; Henne-Bruns et al. 2012) als Grundlage für ein zufriedenstellendes funktionelles Endergebnis (Mückley et al. 2008; Siewert et al. 2012).

Die Wahl des dafür geeigneten Verfahrens hängt maßgeblich von der Stabilität des Beckenrings ab (Tscherne et al. 1993; Bruch et al. 2008; Henne-Bruns et al. 2012; Siewert et al. 2012).

3.6.2 Konservative Therapie

Stabile Beckenringfrakturen können konservativ mit zeitweiser Bettruhe und frühzeitiger schmerzadaptierter Mobilisation behandelt werden (Tscherne et al. 1993). Auch minimal dislozierte vordere Beckenringfrakturen, Beckenrand- und Abrissfrakturen heilen regelhaft unter konservativer Therapie aus (Mückley et al. 2008).

Stabile Typ B Verletzungen erlauben je nach klinischem Befund ebenfalls eine konservative Therapie (Mückley et al. 2008). In Abhängigkeit der Mobilisationsfähigkeit des Patienten kann aber im Verlauf eine operative Therapie notwendig werden (Culemann et al. 2014).

3.6.3 Operative Therapie

Grundsätzlich ist bei instabilen Beckenringverletzungen des Typs B und C nach AO eine operative Therapie zu diskutieren (Breusch et al. 2016). Stabile Beckenfrakturen mit einer Symphysen-Dehiszenz von weniger als zwei cm können konservativ behandelt werden; ein Auseinanderweichen über zwei cm indiziert eine operative Versorgung (Pohlemann et al. 1999; Thannheimer et al. 2005; Culemann et al. 2014). Eine definitive Primärversorgung der instabilen Beckenringfraktur im Rahmen polytraumatisierter Patienten ist häufig nicht möglich (Culemann et al. 1997; Hirner et al. 2003). Um eine zeitnahe und komplikationsarme Versorgung und Stabilisierung des Patienten zu erreichen, erfolgt hierzu in der Regel die Anlage eines Fixateurs externe und je nach Frakturtyp und Begleitverletzung zusätzlich die temporäre dorsale Stabilisierung mittels Beckenzwinde (Müller-Farber et al. 1978; Hirner et al. 2003; Maurer 2003; Fritz et al. 2018).

In einem sekundären operativen Eingriff zur Versorgung des ventrale Beckenrings gilt die Plattenosteosynthese weiterhin als Goldstandard (Mückley et al. 2008).

Hierbei kommen nicht winkelstabile Plattensysteme und spezielle, anatomisch angepasste Implantate mit Winkelstabilität zum Einsatz, welche als 4,5mm Vier-Loch

Dynamic Compression Stahlplatten (DCP) oder 3,5mm Sechs-Loch Symphyseal Locking Dynamic Compression Stahlplatten (LDCP) verfügbar sind (Mückley et al. 2008).

3.6.3.1 Interfragmentäre Kompression und Schienung

Die Osteosyntheseverfahren beruhen auf zwei biomechanischen Prinzipien: Der interfragmentären Kompression, die entweder statisch oder dynamisch erfolgen kann, und der intra- oder extramedullären Schienung der Fraktur (Bruch et al. 2008; Biberthaler et al. 2017).

Die Kompression des Frakturspaltes schafft die Voraussetzung für eine dortige primäre Knochenheilung (Bruch et al. 2008). Um eine statische Kompression zu erhalten, werden interfragmentäre Zugschrauben senkrecht zum Frakturspalt eingebracht (Biberthaler et al. 2017). Die dynamische Kompression wird mittels einer Zuggurtung mit Drahtschlinge, Platte oder Fixateur herbeigeführt (Biberthaler et al. 2017). Durch die Schienung werden auf die Fraktur einwirkende Kräfte über dem Frakturspalt neutralisiert und für den Patienten ein übungstabiler Zustand hergestellt (Bruch et al. 2008; Hirner et al. 2008; Biberthaler et al. 2017).

3.6.3.2 Die ligamentäre „Heilung“

Im Zuge der Typ 61 B1.1 Verletzung werden Bänder im Bereich des vorderen Beckenrings als auch die ventralen Anteile des iliosakralen Bandapparates geschädigt. Ligamente bestehen aus straffem kollagenen Bindegewebe, welches sich aus Wasser, Kollagen und diversen weiteren Matrixbestandteilen zusammensetzt (Hildebrand et al. 1998). Verletzungen des Bandapparates sind in der Regel Folgen eines Traumas. Die Heilung verläuft vergleichbar zur allgemeinen Wundheilung (Hildebrand et al. 1998). Nach einer Verletzung laufen nacheinander verschiedene Heilungsphasen ab. Zu Beginn die exsudative Phase mit einer Entzündungsreaktion. In dieser Phase migrieren als direkte Reaktion auf die Gewebeschädigung Immunzellen in den Bereich der Verletzung (z.B. Leukozyten und Monozyten). Es kommt zu einem schnellen Anstieg von Zyto- und Chemokinen (Shaw et al. 2009). In der resorptiven Phase wandern Makrophagen ein und beseitigen Zell- und Geweberückstände. Zu Beginn präsentieren sich größtenteils M-1-Makrophagen (pro-inflammatorisch) im Verlauf vermehrt M-2-Makrophagen (anti-inflammatorisch und angiogenetisch)

(Shaw et al. 2009). Abschließend folgt die Proliferationsphase mit der Einwanderung von kollagenbildenden Fibroblasten und die Reparationsphase (Hildebrand et al. 1998; Lüllmann-Rauch 2015; Biberthaler et al. 2017). Die beschriebenen Heilungsphasen erfolgen überlappend. Die exsudative Phase ist i.d.R. nach einigen Tagen abgeschlossen. Die Proliferations- und Reparationsphase dauert mehrere Wochen an und kann sogar noch Monate bis Jahre nach der Verletzung nachweisbar sein (Woo et al. 2000). Nach zwei bis drei Wochen kann das heilende Band bereits wieder moderaten Kräften standhalten (Hildebrand et al. 1998). Die Größe der Kontaktfläche ist bei der Heilung und der späteren Stabilität von großer Wichtigkeit. Je größer die direkte Kontaktfläche, desto stabiler das neugebildete Gewebe (Hildebrand et al. 1998). Eine absolute Ruhigstellung ist nicht notwendig, vielmehr wirkt eine moderate Bewegung des stabilisierten Gelenkes positiv auf die Heilung und Stabilität (Hildebrand et al. 1998; Hauser et al. 2011). Eine adäquate Belastung des kompromittierten Gewebes trägt zur Heilung bei (Buckwalter et al. 1999). Die bei der „Open Book Verletzung“ bestehende Rotationsinstabilität (Bauch et al. 2003; Culemann et al. 2014) sollte demnach therapiert werden, um eine Kompression der ossa pubis unter Belastung zu gewährleisten. Als Reaktion auf die Zerstörung der Bandintegrität bildet sich meist Narbengewebe, das dem ursprünglichen Band biomechanisch nicht komplett ebenbürtig ist (Hildebrand et al. 1998; Hauser et al. 2011). Darum ist es umso wichtiger die beeinflussbaren Faktoren der Bandheilung, vor allem die möglichst große Kontaktfläche, zu gewährleisten (Hildebrand et al. 1998).

3.6.3.3 Das Prinzip der Winkelstabilität

Grundlage der winkelstabilen Osteosynthese bildet die fixierte Verbindung der im Knochen einliegenden Schaube mit dem die Fragmente stabilisierenden Kraftträger (Claes 2011). Das Plattenloch sowie der Schraubenkopf verfügen über ein Gewinde und werden dadurch fest miteinander verbunden (Siewert et al. 2012). Es wird zwischen uni- und multidirektionaler Winkelstabilität unterschieden. Die unidirektionale Variante erlaubt dem Operateur die Schraube nur in einer, durch das Plattendesign vorgegeben, Richtung einzubringen (Wolter et al. 2006). Multidirektionale winkelstabile Implantate erlauben das Einbringen der Schrauben mit einer Variabilität von bis zu +/- 15°, wobei aus physikalischen Gründen eine

geringere Belastbarkeit in Kauf genommen werden muss (Claes 2004, 2011; Wolter et al. 2006).

Durch das Anpressen der konventionellen Plattensysteme, bei denen der Schraubenkopf nicht in der Platte verblockt ist, entstehen an den Knochen hohe Reibungskräfte (Wolter et al. 2006). Die Stabilität der durchgeführten Osteosynthese hängt von der Festigkeit des Knochens ab (Wolter et al. 2006). Durch das Verblocken der Schraubenköpfe im Plattenloch wird die Kraft auf die gesamte Länge der Schraube übertragen und die wirkenden Kräfte werden auf eine größere Fläche verteilt (Wolter et al. 2006).

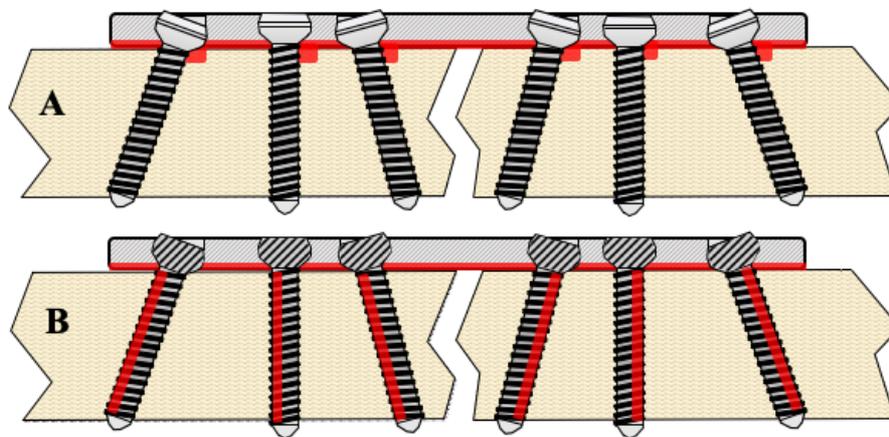


Abb. 5 Das Prinzip der Winkelstabilität. Lastübertragungsbereich (rot) im kortikospongiösen Knochen. a: bei nicht winkelstabiler Verschraubung (Kraftübertragung durch Reibhaftung) b: bei winkelstabiler Verschraubung nach (Wolter et al. 2006).

3.7 Zielsetzung

Ziel der Arbeit ist der Vergleich etablierter Osteosyntheseverfahren der Symphyse. Die bereits in Vorstudien angewendete 10° vorgebogene 4,5 mm DCP wird mit der 3,5 mm LDCP als Grundlage zur Entwicklung neuer Versorgungsstrategien der AO Typ 61-B 1.1 Verletzung verglichen.

Hierfür wurden die o.g. Implantate in Hinsicht auf die Stabilität und Qualität der mit ihnen durchgeführten Osteosynthese (Messparameter siehe Kapitel 4.2.5) im etablierten biomechanischen Zweibeinstandmodell verglichen.

3.8 Fragestellung

In der durchgeführten experimentell-biomechanischen Studie sollten Unterschiede zwischen den Implantat-Systemen in Bezug auf die Stabilität der Osteosynthese, Kontaktfläche der Symphyse und Kompressionskraft im Symphysenspalt analysiert werden. In diesem Umfang ist bislang keine Gegenüberstellung der o.g. Verfahren erfolgt.

Die Nullhypothese lautet:

„Die 10° vorgebogene 4,5 mm DCP und die 3,5 mm LDCP unterscheiden sich nicht bezüglich der von ihnen erzeugten Kompressionskraft im Symphysenspalt, der Kontaktfläche der Symphyse und der Stabilität der Osteosynthese.“

4. Material und Methodik

4.1 Material

4.1.1 Synthetische Beckenmodelle

Die synthetischen Knochenmodelle bestehen aus Polyurethranschaum mit einem spongiösen inneren Kern und einer härteren äußeren Schale im Sinne der Kortikalis. Das für die Versuche genutzte Beckenmodell Typ 4060 (Synbone®, Malans, Schweiz) ist neutral ausgerichtet und intakt. Die Modelle sind 305 mm breit und 160 mm hoch. Die Becken sind in Form, Größe, Material und physikalischen Eigenschaften laut Herstellerangabe identisch und eignen sich dadurch für unsere Versuchsreihe.



Abb. 6 Beckenmodell Synbone Typ 4060

4.1.2 Implantate

Dynamische Kompressionsplatte

Das nicht winkelstabile Implantat ist eine 4,5 mm dynamische Kompressionsplatte (DCP) mit 10° zentraler Biegung, gemäß unserer Vorstudie (A. Pizanis et al. 2013), ohne anatomische Passform. Die vier Schraubenlöcher wurden mit Kortikalisschrauben besetzt. Die Schrauben sind 45 mm lang und haben einen Durchmesser von 4,5 mm.

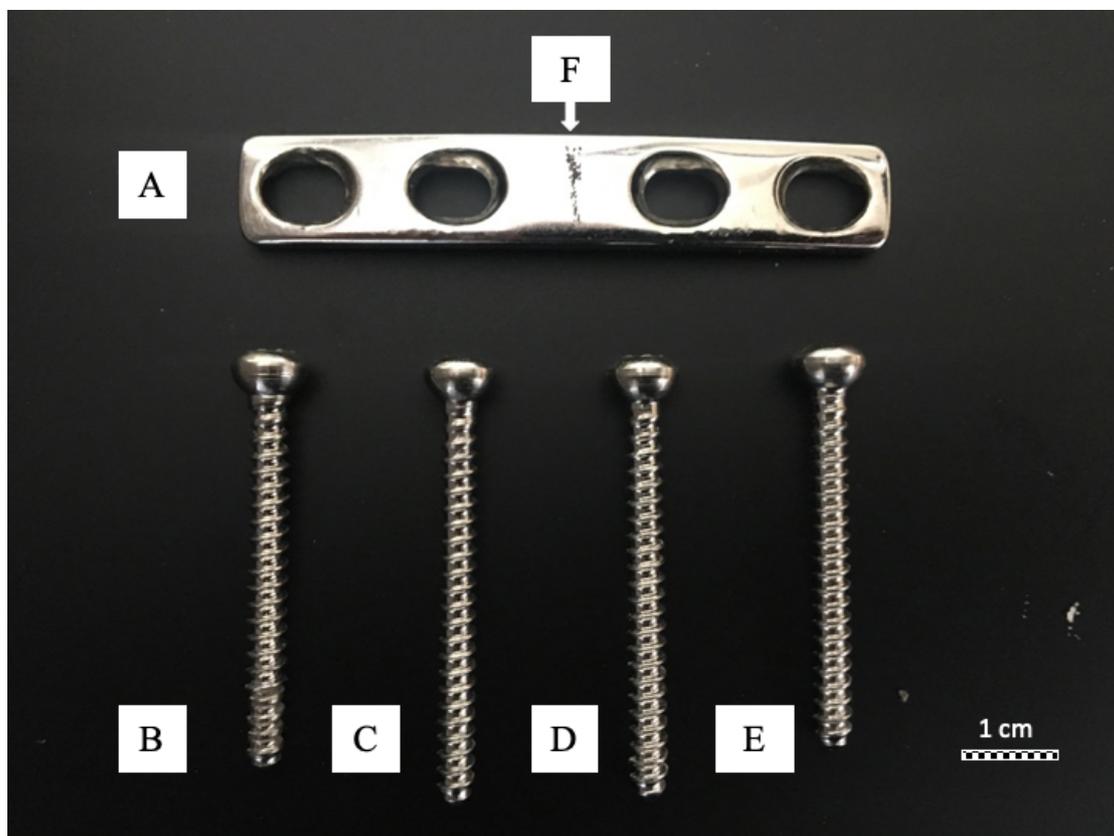


Abb. 7 A: 4,5mm DCP mit zentraler 10° Biegung; B, C, D, E: 4,5mm Kortikalisschrauben 45 mm Länge; F: Mittellinienmarkierung für zentrale 10° Vorbiegung

Winkelstabiles Plattensystem

Das winkelstabile Implantat ist eine 78 mm lange anatomisch vorgeformte 3,5 mm Symphysenplatte (LDCP) mit zwei zentralen dynamischen Kompressionslöchern (DCP Holes) (Synthes®, 6-Loch, DePuy, Synthes Companies, Oberdorf, Schweiz). Die medialen DCP Löcher wurden mit 50 mm langen Kortikalisschrauben besetzt. Die medialen, winkelstabilen Schraubenlöcher wurden durch Locking Screws mit einem Durchmesser von 3,5 mm und einer Länge von 50 mm und die lateralen Löcher durch Schrauben des gleichen Durchmessers mit einer Länge von 26 mm besetzt.

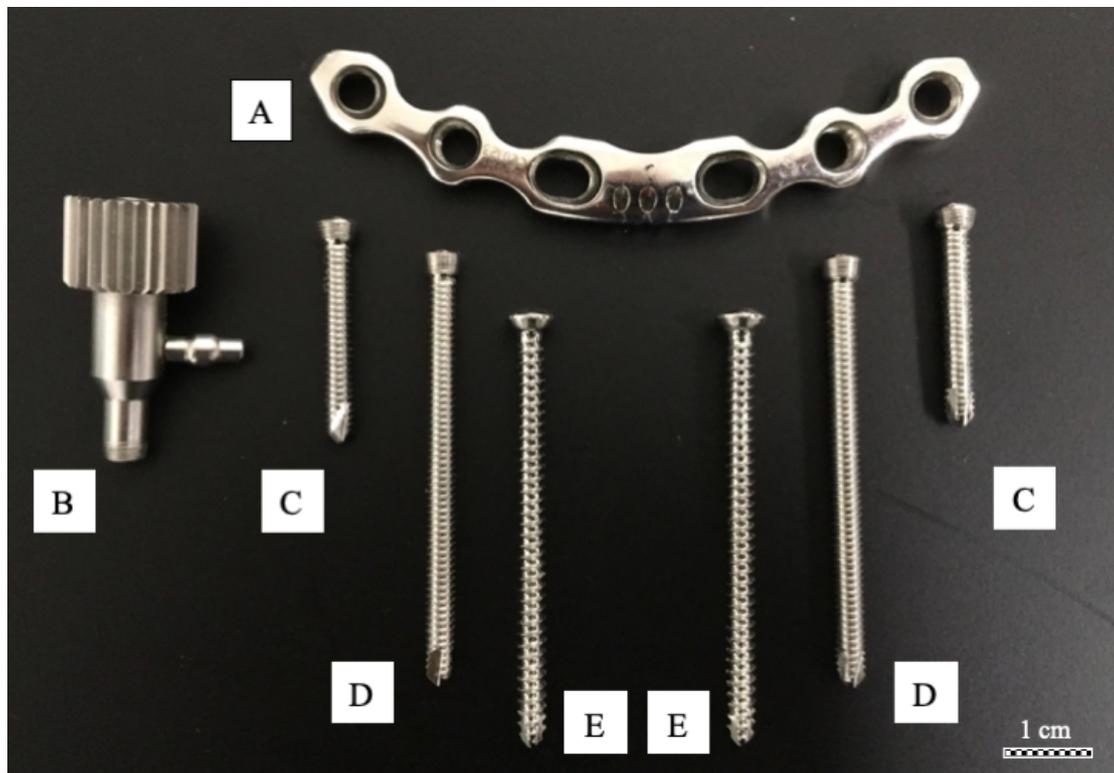


Abb. 8 A: Symphyseal LDCP; B: winkelstabile Bohrhülse; C: 3,5 mm locking screw 26 mm Länge; D: 3,5 mm locking screw 50 mm Länge; E: 3,5 mm Kortikalisschraube 50 mm Länge

4.1.3 Messsystem

4.1.3.1 Universalprüfmaschine

Zur Durchführung der Versuchsreihe wurde eine Zwick Z020 Materialprüfmaschine Nr. 144503 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) verwendet. Durch die Materialprüfmaschine konnte axialer Druck mit definierter Kraft und Dauer ausgeübt werden. Nach manueller „Einspannung“ des zu prüfenden Beckenmodells agiert die Materialprüfmaschine während der Messung ausschließlich computergesteuert. Die Messzyklen wurden über die zugehörige Software, testXpert (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) voreingestellt und als Protokoll hinterlegt. Die Einstellungen von Vorkraft, verschiedenen Kraftniveaus, deren zeitliches Intervall und die Wiederholungsanzahl konnten im testXpert durch den Anwender individuell gewählt werden.

4.1.3.2 Kraftsensorfolie

Das I-Scan™ System (Tekscan Inc., South Boston, USA) ist ein taktiler Kartierungssystem mithilfe dessen es möglich ist, statische und dynamische Kraft- und Druckmessungen in Echtzeit durchzuführen und die Messwerte in 2-/3-D Modellen als Grafik oder tabellarisch auszuwerten. Darüber hinaus können die Kraft- und Druckspitzenwerte sowie die Bewegung des Krafthauptangriffspunktes in Echtzeit verfolgt und aufgezeichnet werden. Das I-Scan™ System besteht aus der Windows™ basierten Software, einer speziellen Sensorfolie und dem Datenerfasser, dem sogenannten „Evolution handle“, der die Folie und den PC via USB verbindet.

Sensorfolie

In unseren Versuchen wurde der Pressure Mapping Sensor Typ 5033 (Tekscan Inc., South Boston, USA) verwendet. Die Folie besteht aus zwei sehr dünnen Polyesterfolien mit orthogonal zueinander verlaufenden Leiterbahnen. Durch das Aufeinanderlegen der Folien entstehen an den Kreuzungspunkten der Leiterbahnen die Messpunkte. Die Kreuzungspunkte verfügen über einen variablen Widerstand, der bei fehlender Belastung, also in Ruhe, am größten ist. Während der Messung reduziert die einwirkende Kraft den Widerstand der komprimierten Messeinheit in einem

umgekehrt proportionalen Verhältnis zur einwirkenden Kraft. Laut Hersteller ist eine gegenseitige Beeinflussung der einzelnen Messpunkte ausgeschlossen. Die Folie verfügt über 1.472 Messpunkte bei einer Messpunktdichte von 144,1/cm². Die Maße der Sensormatrix mit einer Länge von 38,4 mm und einer Breite von 26,7 mm bei einer Dicke von 0,102 mm erlauben eine optimale Abdeckung des von uns untersuchten Bereiches.

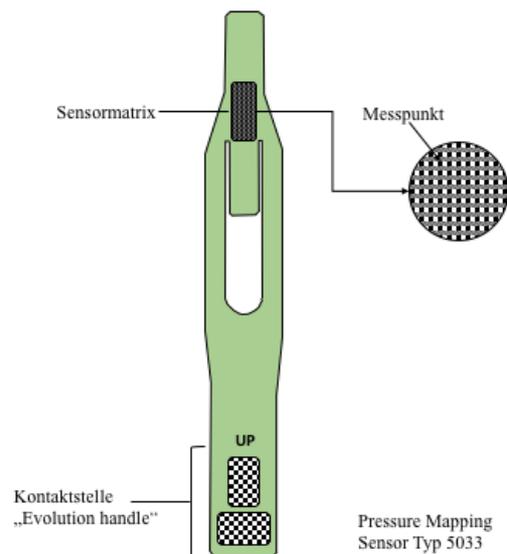


Abb. 9 Schemazeichnung Pressure Mapping Sensor Typ 5033 (Tekscan Inc., South Boston, USA)

Software

Zur Analyse und Verarbeitung der Rohdaten wurde die I-Scan™ Software (Version 5.90) verwendet. I-Scan™ (Tekscan Inc., South Boston, USA) ermöglicht es, die Messwerte als 2- und/oder 3-D Modell darzustellen, sie als integrierte Microsoft Excel-Tabelle anzuzeigen und die Daten als ASCII- oder AVI-Dateien in andere Analyseprogramme zu exportieren.

4.1.3.3 Zebris 3-D Bewegungsanalyse

Die Bewegungen der Beckenhälften gegeneinander mit Hauptaugenmerk auf dem Symphysenspalt wurden mithilfe des Zebris-3D-Motion-Analyzers (Typ CMS 70 P, Firma Zebris, Isny, Deutschland) erfasst. Das ultraschallbasierte Messsystem ermöglicht die dreidimensionale Aufzeichnung von Translations- und Rotationsbewegungen. Die Messpunkte wurden durch die Anlage einer Schablone standardisiert und jeweils beidseits, nacheinander am lateralen Os pubis und am Os ischii angesetzt.

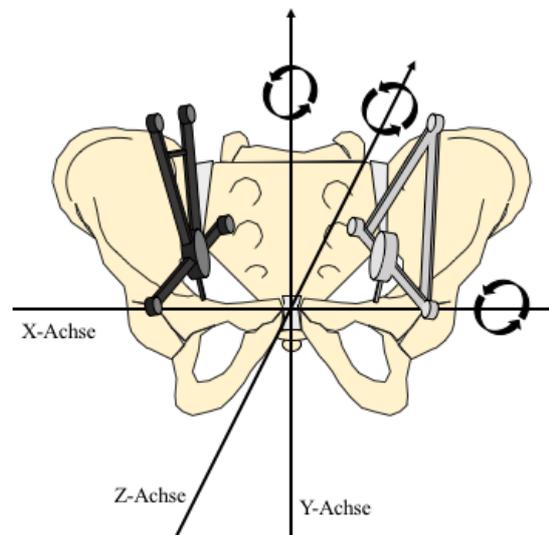


Abb. 10 Zebris 3-D-Motion-Analyzer Schemazeichnung

4.1.4 Sonstige Materialien

Duo-Kopf TEPs für Standmodell

Die Beckenmodelle wurden auf Duokopf-Prothesen (Kopfgröße 48) (Zimmer Biomet, Freiburg, Deutschland) positioniert, welche in Technovit (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) und Plexiglasblöcken eingebettet wurden. Um eine möglichst große Beweglichkeit zu gewährleisten, wurden die fertigen Blöcke auf Plexiglasscheiben positioniert, die als Gleitlager dienen. Dadurch konnte verhindert werden, dass jegliche Einschränkungen der Ausweichmöglichkeiten unter Last zur Artefaktbildung führen, bzw. die Ergebnisse durch andere Faktoren verfälscht werden (sog. non-constraint model) (Schrödl 2008; Brinckmann et al. 2012).



Abb. 11 Duokopfprothesen in Technovit gegossen auf Plexiglasgleitlager

Symphysis pubica

Zur Simulation der Symphysis pubica Residuen zwischen den Schambeinästen wurde beidseits ein ca. 50 mm langer, 19 mm breiter und 1 mm dicker Streifen Doppelklebeband aus Polyurethranschaum/Kautschuk eingebracht (Powerbond, Tesa®, Beiersdorf, Hamburg). Durch die Verwendung der Klebestreifen werden zusätzlich Unebenheiten des Knochenmodells begradigt, die bei der Zufügung der AO 61-B 1.1 Fraktur entstanden sind, wodurch die Integrität und optimale Messung der dort befindlichen Sensorfolie gewährleistet wurde. Die medialsseitigen Schutzfolien wurden auf dem Klebeband belassen.

Abdruckmasse

Zur Herstellung der Druckstempel-Gegenstücke und der Kalibrierungsstempel wurde Technovit 3040 (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) verwendet. Dabei handelt es sich um einen 2-Komponenten-Kunststoff auf Methyl-Methacrylat-Basis, bestehend aus einer Pulver- und einer Flüssigkeitskomponente. In diesem Fall Technovit universal Liquid (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland). Nach Herstellung des Technovit 3040 Gemischs ist die Masse für ca. zwei Minuten gießbar, danach für ca. 30 Sekunden knetbar. Das Aushärten nimmt ca. fünf Minuten in Anspruch. Durch diese Materialeigenschaften ist ein ggf. erforderliches Nacharbeiten im Arbeitsprozess möglich, wodurch die optimale Passform des Sacrum-Aufsatzes gewährleistet werden konnte. Vorteile des verwendeten Materials sind eine Abdruckgenauigkeit von 1µm, die Formstabilität und ein optimales Anpassungsvermögen.

Kalibrierungsstempel Tekscan Messfolie

Zur Kalibrierung der Kraftsensorfolie und der zugehörigen I-Scan® Software (Tekscan Inc., South Boston, USA) wurden korrespondierende, mediale Schambeinenden aus einem Knochenmodell ausgesägt und in Technovit-Formen eingelassen.



Abb. 14 Kalibrierungsstempel für Tekscan Messfolie

Instrumentarium

Das Instrumentarium zur Präparation der Beckenmodelle und zur osteosynthetischen Versorgung umfasste außerdem eine Akkubohr-/schraubmaschine, Sechskant-Schraubendreher und chirurgische Instrumente wie verschiedene Repositions- und Knochenhaltezangen und Hohlmeißelzangen nach Luer unterschiedlicher Größe.

4.2 Methodik

4.2.1 Versuchsvorbereitung

Zu Beginn wurden die Beckenmodelle gemäß den Anforderungen an unsere Versuchsreihe präpariert und die von uns untersuchte Typ 61-B1.1 Verletzung nach AO Klassifikation simuliert. Der ab Werk montierte Halteblock der Synbone Typ 4060 Beckenmodelle wurde ersatzlos entfernt. Die SI-Verschraubung wurde um drei vollständige Umdrehungen gelockert, um die physiologische Beweglichkeit der Articulatio Sacroiliaca als Amphiarthrose zu gewährleisten. Der im Symphysenspalt befindliche Schaumstoff wurde von den Ossa pubica abgelöst und durch einen den unter 4.1.4 beschriebenen Abmessung entsprechenden Streifen Tesa® Powerbond (Tesa SE, Nordstedt, Deutschland) ersetzt. Dieser fungierte als Schutz für die später dort eingebrachte Sensorfolie und mimte die Symphysen Residuen, die bei einer Symphysensprengung zu erwarten sind. Die Aufdehnung des vorderen Beckenrings während der Anbringung der Tesa® Powerbond (Tesa SE, Nordstedt, Deutschland) Streifen führte zu einer Lockerung der ventralen sacroiliacalen Verklebung. Als letzter Schritt wurde mit einer Schablone und einer Hohlmeißelzange nach Luer am Os pubis, jeweils 2,5 cm distal des Tuberculum der Symphyse im Foramen obturatorium, ein 5x5 mm großes Stück Kortikalis entfernt. Durch die Schablone konnten die Zangenbranchen immer gleich angesetzt und eine reproduzierbare Position der Repositionszange gewährleistet werden.

Die nicht winkelstabile 4,5 mm DCP wurde zentral um 10° vorgebogen. Die Biegung wurde mit einer Bevel Box (ELV Elektronik AG, Leer, Deutschland) kontrolliert. Das digitale Goniometer erlaubt eine Messgenauigkeit von +/- 0,1° bei einem Messbereich von +/- 180°. Um die korrekte Position medial über dem Symphysenspalt zu garantieren, wurde die Platte mit einer Markierung am Scheitelpunkt der Krümmung versehen.

Um eine optimale Kraftübertragung zwischen Materialprüfmaschine und Beckenmodell zu gewährleisten, wurde mithilfe des Technovit 3040 ein passgenaues Gegenstück zu dem zur Prüfmaschine gehörenden Druckstempels angefertigt. Zu diesem Zweck wurden Sacrum- und ISG-Bereich eines Beckenmodells sowie der

Druckstempel mit Frischhaltefolie abgedeckt. Der nach Herstelleranleitung angelernte Technovit 3040 wurde in zähflüssigem Zustand auf den Sakralbereich aufgebracht und anschließend der Druckstempel in Richtung der später wirkenden Kraft in die noch flüssige Masse hineingedrückt. Nach ca. fünf Minuten war das Material ausgehärtet und die Folie konnte entfernt werden. Das angefertigte Verbindungsstück kann auf alle Synbone® Beckenmodelle des Typs 4060 aufgesetzt werden.

Das Tekscan System ist in der biomechanischen Kraft- und Flächenmessung bereits etabliert (Gardner et al. 2007; Pizanis et al. 2013). Die Kalibrierung des Tekscan Pressure Mapping Sensors und der I-Scan™ Software erfolgte strikt nach Herstellerangaben. Um aus den Rohdaten (RAW) eine valide Umrechnung in Newton (N) zu gewährleisten, sollte die Kalibrierung gesondert vor der Versuchsreihe erfolgen. Für unsere Versuchsreihe wurde eine Zwei-Punkte-Kalibrierung durchgeführt. Die unter 4.1.4 beschriebenen Kalibrierungsstempel wurden hierfür in die Materialprüfmaschine eingespannt. Es ist darauf zu achten, dass keine Kraft außerhalb des Foliensensors wirkt und mindestens 20% der Sensorfläche belastet werden. Die im Rahmen der Kalibrierung gewählten Kräfte sollten sich um den Faktor 2-3 unterscheiden, um eine korrekte Einstellung zu sichern.

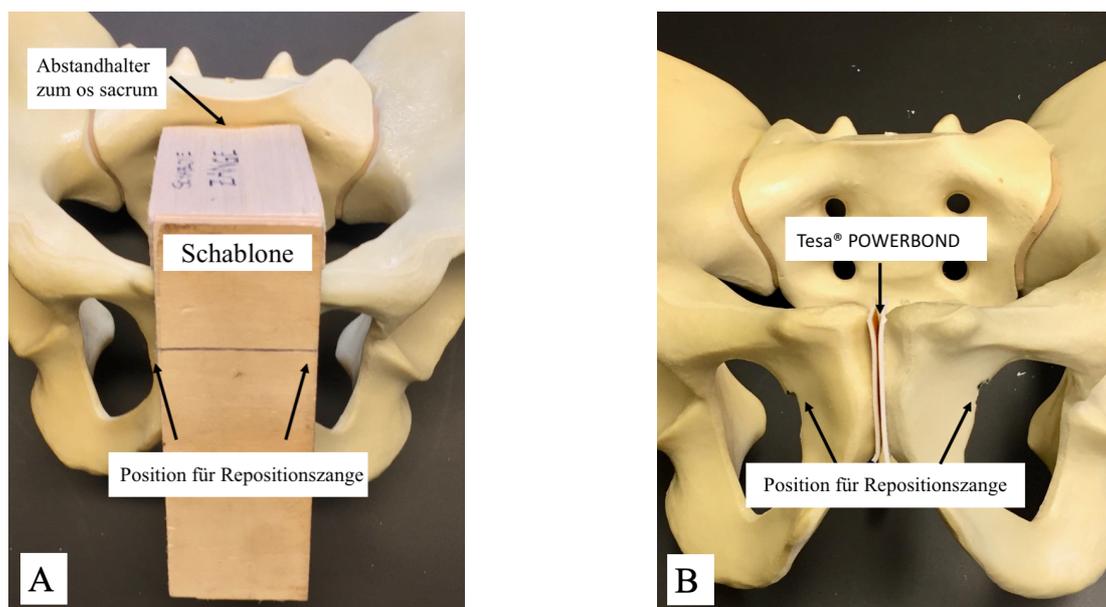


Abb. 13 A: Schablone für Repositionszangenposition; B: Präparierte Symphyse

4.2.2 Zweibeinstandmodell

Für die Versuchsreihe wurde ein Zweibeinstandmodell gewählt. Nach abgeschlossener Vorbereitung der Becken, Platzierung des Pressure Mapping Sensors und Fertigstellung der Osteosynthese wurden die Becken auf die unter 4.1.4 beschriebenen Duokopfprothesen gestellt und ohne weitere Abstützung in die Zwick Z020 Materialprüfmaschine eingespannt. Siehe Kapitel 4.2.3.

4.2.3 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau erfolgte unter Zuhilfenahme der in Kapitel 4.1 beschriebenen Materialien und ist exemplarisch in Abbildung 15 zu sehen. Es wurden analog zu den betrachteten Osteosyntheseverfahren zwei Gruppen mit einer Gruppenstärke von 8 Beckenmodellen (n=8) miteinander verglichen (Gesamt-n=16).

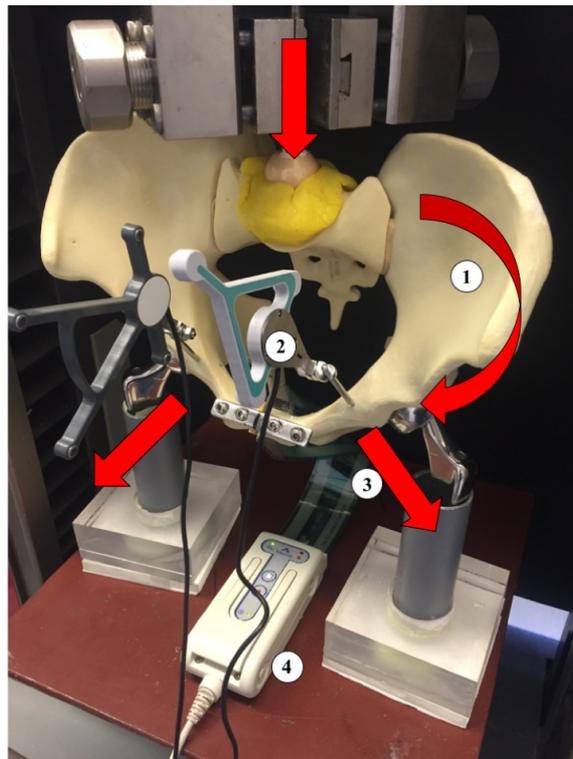
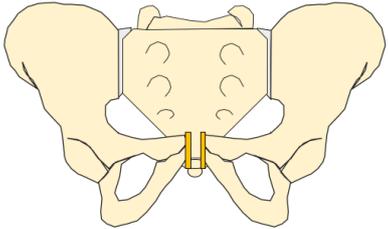


Abb. 14 Versuchsaufbau exemplarisch mit DCP-Osteosynthese

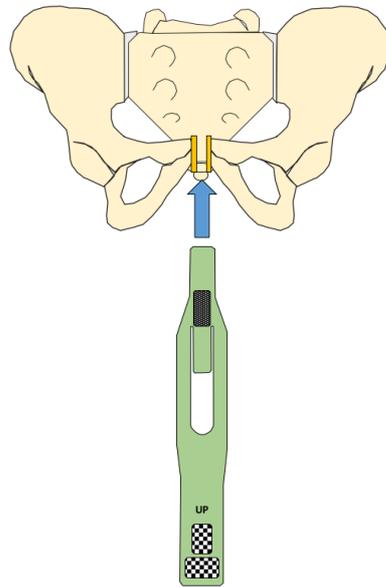
1: Synbone Beckenmodell Typ 4060; 2: Zebris 3-D-Motion-Analyser; 3: Tekscan-Sensorfolie;
4: Tekscan Evolution-handle

4.2.4 Versuchsablauf

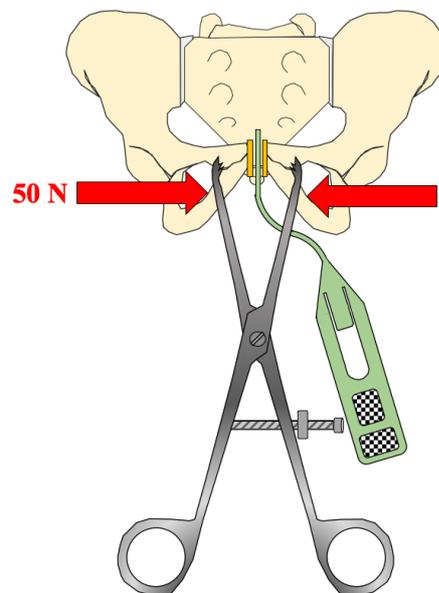
Nach Abschluss der Versuchsvorbereitungen, siehe Kapitel 4.2.1., wurde bei allen Implantaten zunächst die Kraftsensorfolie in den Symphysenspalt eingebracht und das I-Scan™ System (Tekscan Inc., South Boston, USA) gestartet. Unter Echtzeit Messung der im Frakturspalt wirkenden Kräfte (N) wurde die Fraktur mittels Repositionszange gestellt und eine definierte Kompressionskraft von 50 N angelegt. Die eben beschriebenen Schritte entsprechen der Repositionsphase. Folgend wurde die jeweilige Osteosynthese durchgeführt. Nach Fertigstellung der Osteosynthese konnte die Repositionszange wieder entfernt werden. Anschließend wurde den Beckenmodellen die Verbindungskomponente für den Druckstempel auf das Sakrum aufgesetzt. Das gesamte Becken wurde auf den Duo-Kopf Prothesen flexibel gelagert und in die Materialprüfmaschine eingespannt. Als letztes wurde der Zebris-3D-Motion-Analyzer angebracht und in der Ausgangsposition für die Messreihe kalibriert. Um Messfehler des Zebris-3D-Motion-Analyzers (Firma Zebris, Isny, Deutschland) zu vermeiden, durfte das Beckenmodell ab diesem Punkt nur noch durch die von der Prüfmaschine ausgeübte Kraft bewegt werden.

DCP	LDCP
 <p data-bbox="268 1989 515 2022">Gruppenaufteilung</p>	

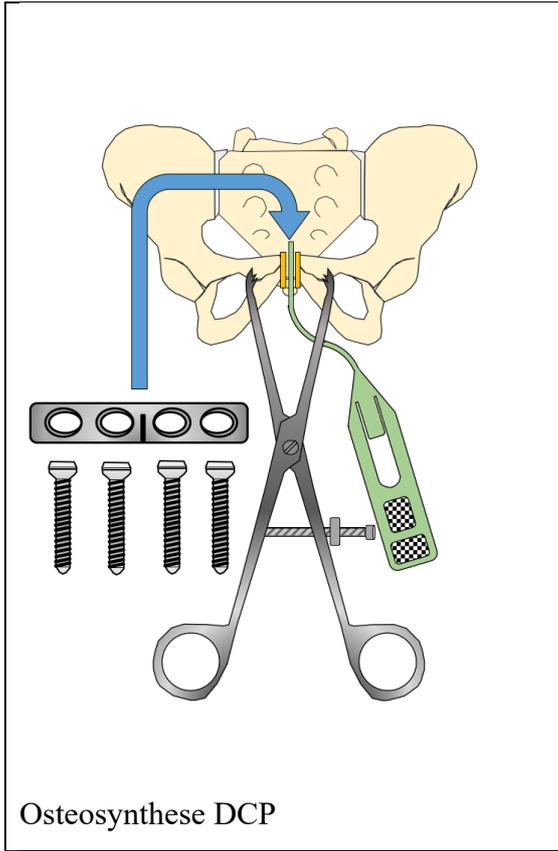
Präpariertes Beckenmodell



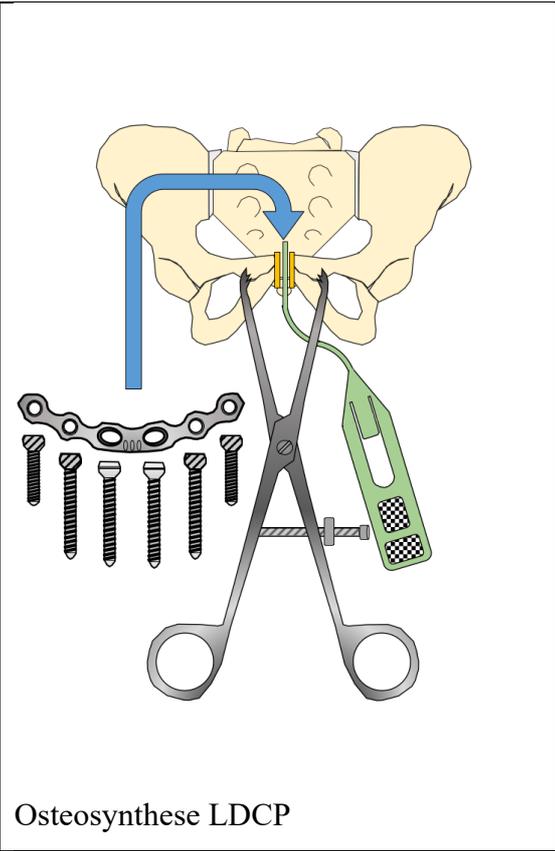
Einbringung Drucksensorfolie



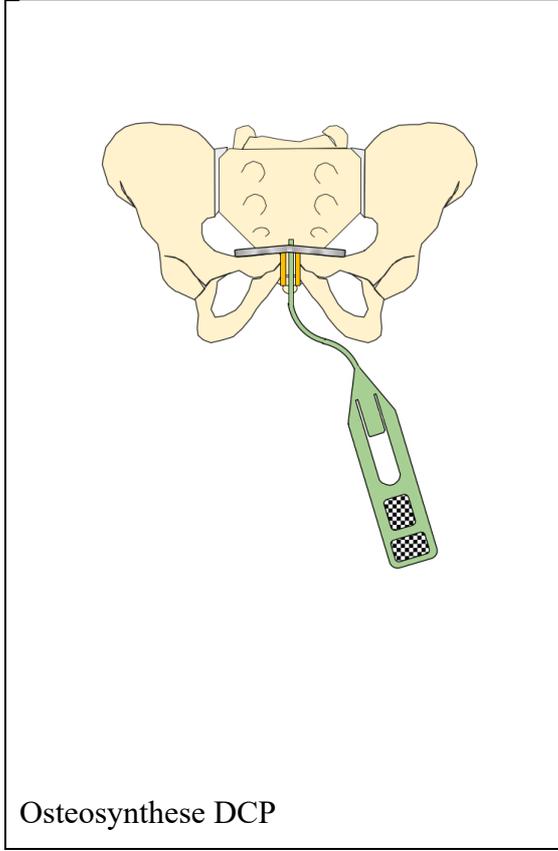
Reposition



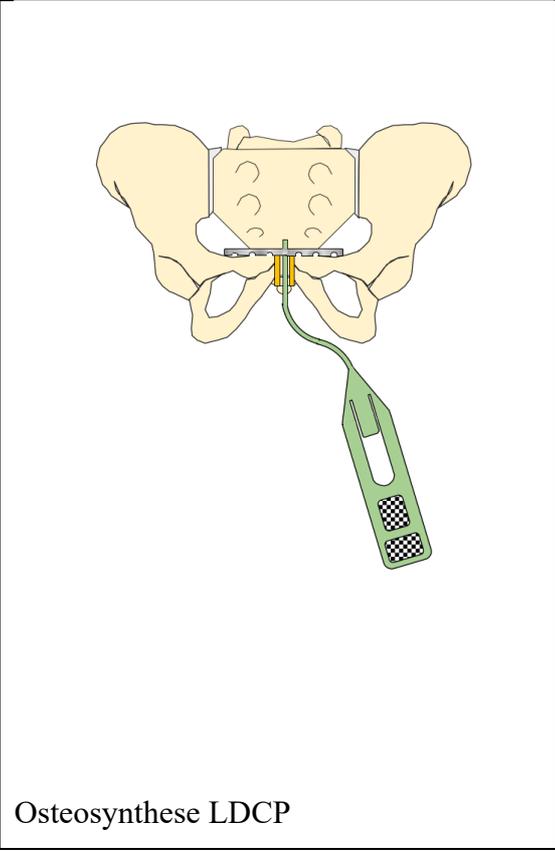
Osteosynthese DCP



Osteosynthese LDCP



Osteosynthese DCP



Osteosynthese LDCP

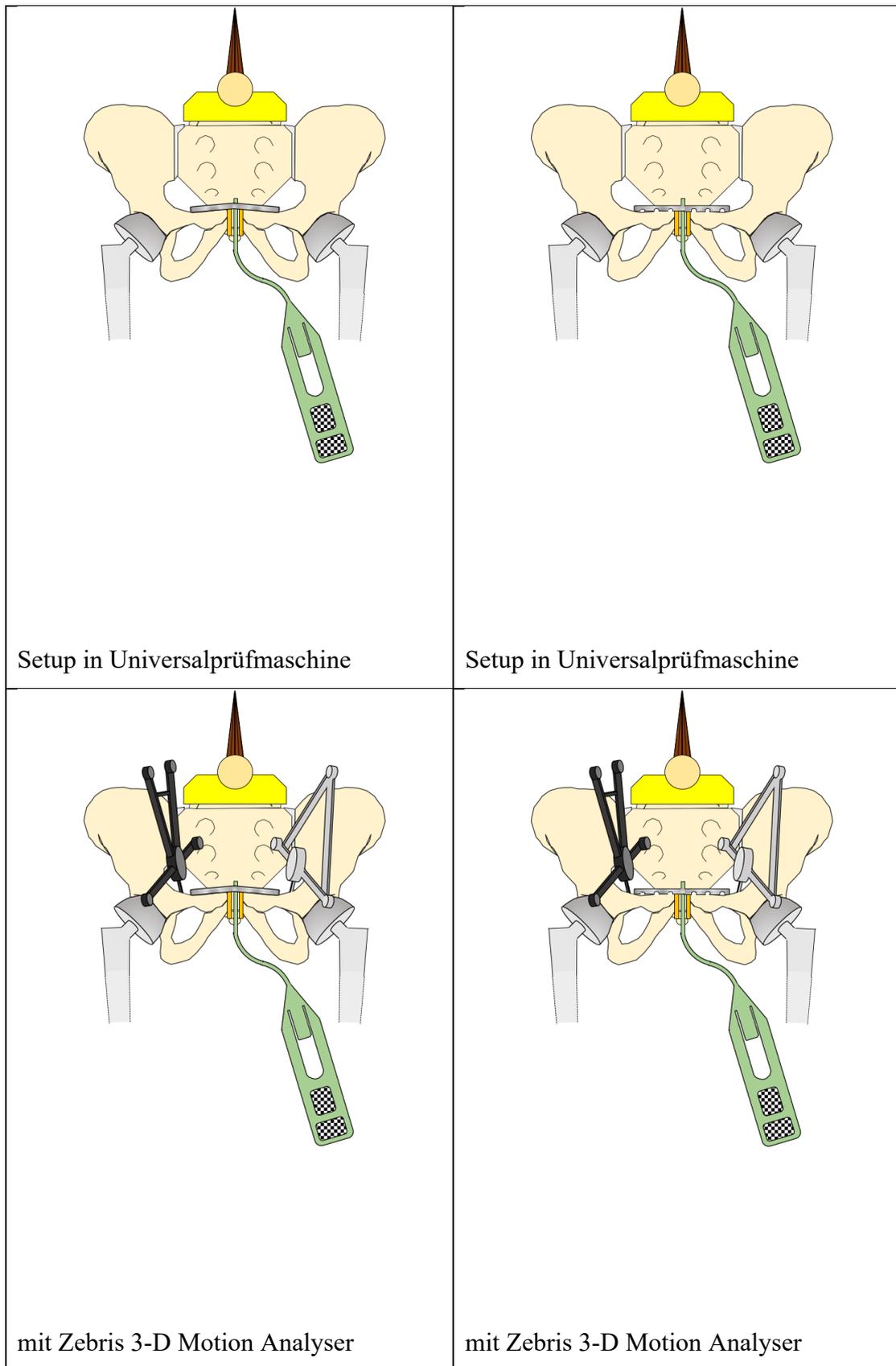


Abb. 15 Schemazeichnungen Versuchsaufbau und Versuchsablauf

Es wurde eine Vorkraft von 50 N angelegt. Durch die Materialprüfmaschine wurde in 50 N Schritten, ausgehend von 200 N bis 400 N belastet. Die in die Auswertung eingeschlossenen Messpunkte des I-Scan™ System lagen bei 300 und 400 N. Die einzelnen Kraftniveaus wurden jeweils 5 s gehalten und fünf Mal wiederholt. Anschließend wurden die Modelle vollständig entlastet, um die finale Kompressionskraft und Kompressionsfläche mittels I-Scan™ System zu erfassen.

4.2.5 Messparameter

Die Messungen des Zebris 3-D-Motion-Analysers erlauben es, Verschiebungen der Hemi-Becken gegeneinander, in Bogengrad, zu erfassen. Die gemessene Gradzahl beschreibt die Abweichungen mit Bezug auf die im Vorhinein kalibrierte Ausgangsposition und wird isoliert für jede der drei Raumachsen erfasst. Die durch das I-Scan™ System generierten Rohdaten wurden im Hinblick auf die Kontaktfläche der medialen Enden der Ossa pubica in mm² und die Kompressionskraft im Symphysenspalt in N ausgewertet. Um eine noch dezidiere Aussage über Kraftverteilung und lokale Unterschiede in der Allokation der Kompressionskräfte treffen zu können, wurden die Parameter des I-Scan™ Systems im Anschluss an die totale Betrachtung segmental, gegliedert in drei gleich große Abschnitte, analysiert.

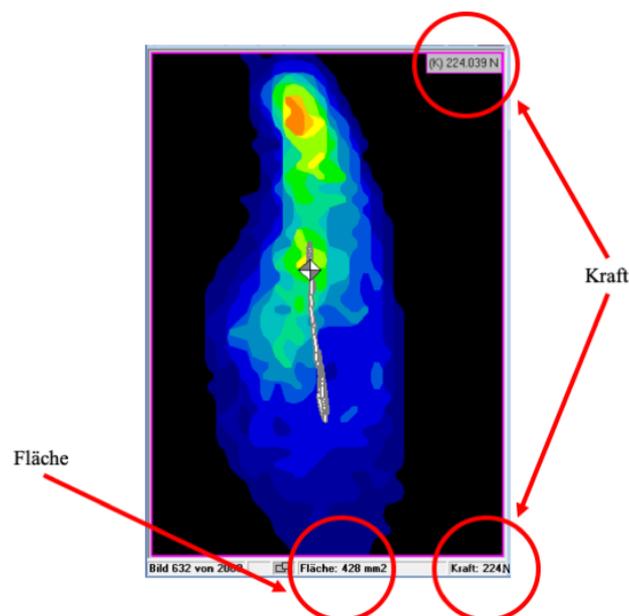


Abb. 16 Messparameter: Kraft und Kontaktfläche Kraftsensorfolie, exemplarisch

4.2.6 Statistik

Die erhobenen Daten wurden statistisch mit dem Programm SigmaPlot Version 13 (Systat Software GmbH, Erkrath, Deutschland) ausgewertet. Zunächst wurde innerhalb der Gruppe eine ANOVA for repeated measures durchgeführt. Anschließend wurden die jeweiligen Messpunkte zwischen den beiden Versuchsgruppen mittels T-Test verglichen.

5. Ergebnisse

5.1 Zebris 3-D Bewegungsanalyse

Bei der dreidimensionalen Messung der Frakturrenden-Verschiebung wurden bei der angelegten Vorkraft an der DC Platte Abweichungen von $-0,05^\circ$ ($SD=0,04$) auf der X-Achse und bis $0,1^\circ$ ($SD=0,08$) auf der Z-Achse gemessen. Bei 300 N gab es im Mittel eine Abweichung von $-0,64^\circ$ ($SD=0,6$) auf der X-Achse und $1,22^\circ$ ($SD=0,72$) auf der Z-Achse. Die größte Spanne zeigte sich bei der Belastung mit 400 N, $-1,22^\circ$ ($SD=0,93$) auf der X-Achse und $1,56^\circ$ ($SD=0,68$) auf der Z-Achse.

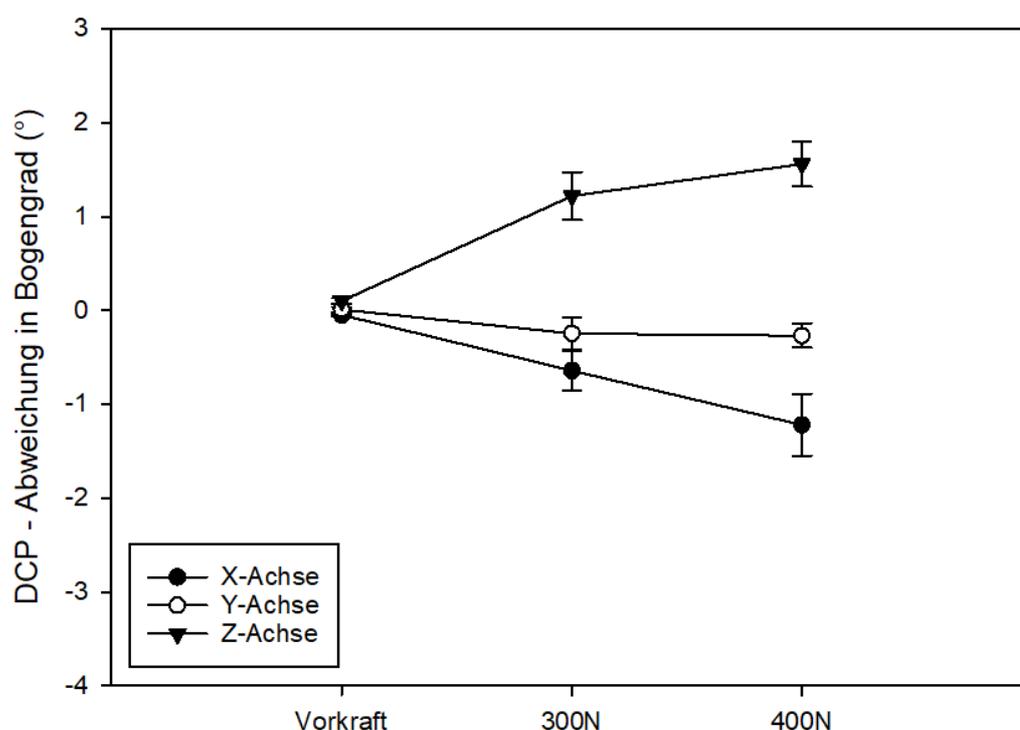


Abb. 17 DCP – Verschiebung der Frakturrenden im Raum (Mittelwerte \pm SD) n.s.

Analog zur DCP wurden die Verschiebungen bei der LDCP gemessen. Im Mittel zeigte sich eine Spannbreite von $-0,12^\circ$ ($SD=0,07$) auf der X-Achse und bis $0,1^\circ$ ($SD=0,11$) auf der Z-Achse. Bei 300 N von $-0,88^\circ$ ($SD=0,48$) auf der X-Achse bis $0,65^\circ$ ($SD=0,85$) auf der Z-Achse und bei 400 N von $-0,98^\circ$ ($SD=0,64$) auf der Y-Achse bis $0,75^\circ$ ($SD=1,16$) auf der Z-Achse.

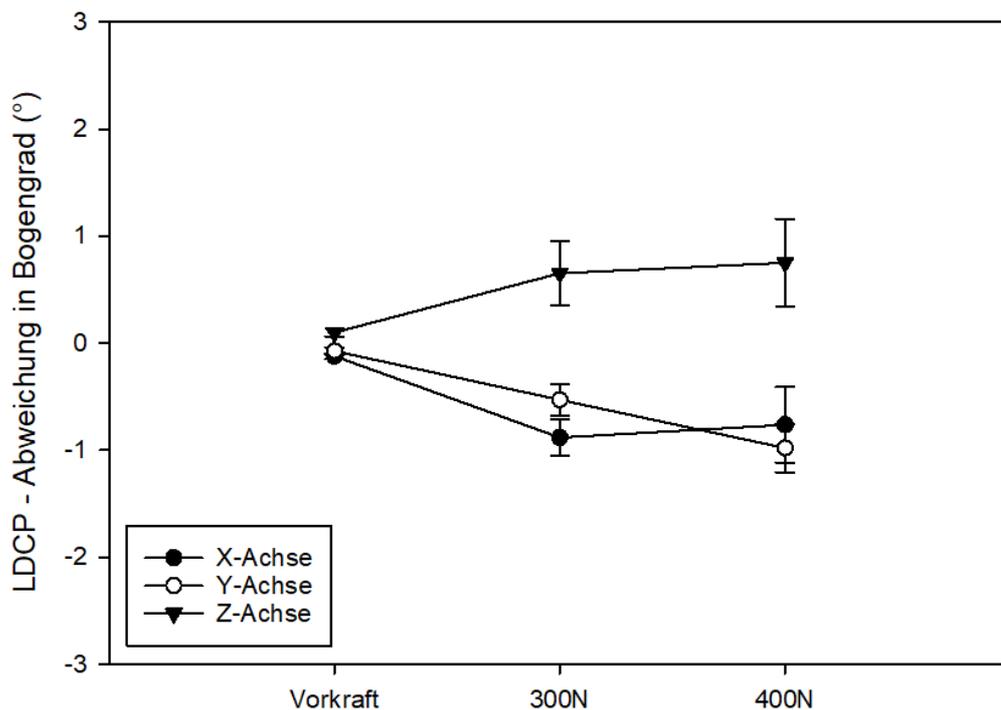


Abb. 18 LDCP – Verschiebung der Frakturenenden im Raum (Mittelwerte \pm SD) n.s.

Im direkten Vergleich der beiden Systeme auf den einzelnen Raumachsen, ließen sich auf der X-Achse bei 300 N ($p=0,383$) und 400 N ($p=0,359$) keine signifikanten Unterschiede nachweisen. Sowohl für die Vorkraft ($p=0,075$) auf der Y-Achse, als auch für die Belastung mit 300 N ($p=0,228$) ergaben sich keine signifikanten Unterschiede. Bei der Belastung mit 400 N lag keine Normalverteilung vor. Es wurde ein Mann-Whitney Rank Sum Test durchgeführt und ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen festgestellt ($p=0,01$) Auf der Z-Achse ließen sich für die Messpunkte Vorkraft ($p=0,964$), 300 N ($p=0,174$) und 400 N ($p=0,111$) ebenfalls keine signifikanten Unterschiede nachweisen. Die Rotations- und Translationsbewegungen im Raum sind demzufolge sehr gering, was für eine gute Stabilität der Osteosynthese spricht.

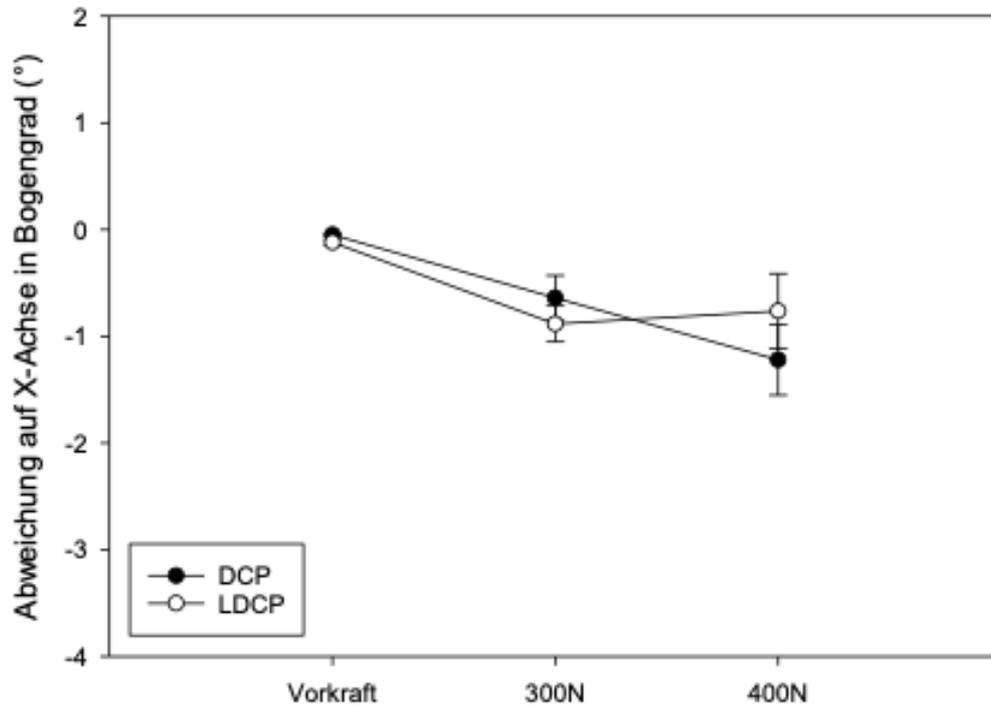


Abb. 19 Abweichungen auf der X-Achse, DCP gegen LDCP (Mittelwerte \pm SD) n.s.

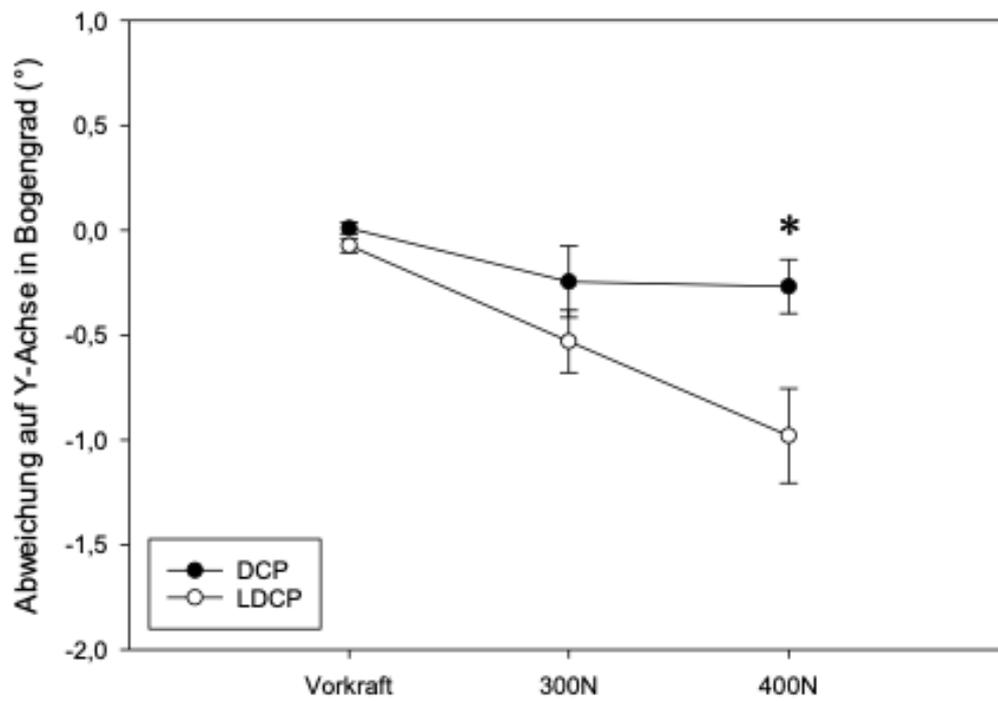


Abb. 20 Abweichungen auf der Y-Achse, DCP gegen LDCP (Mittelwerte \pm SD) * $p < 0,05$

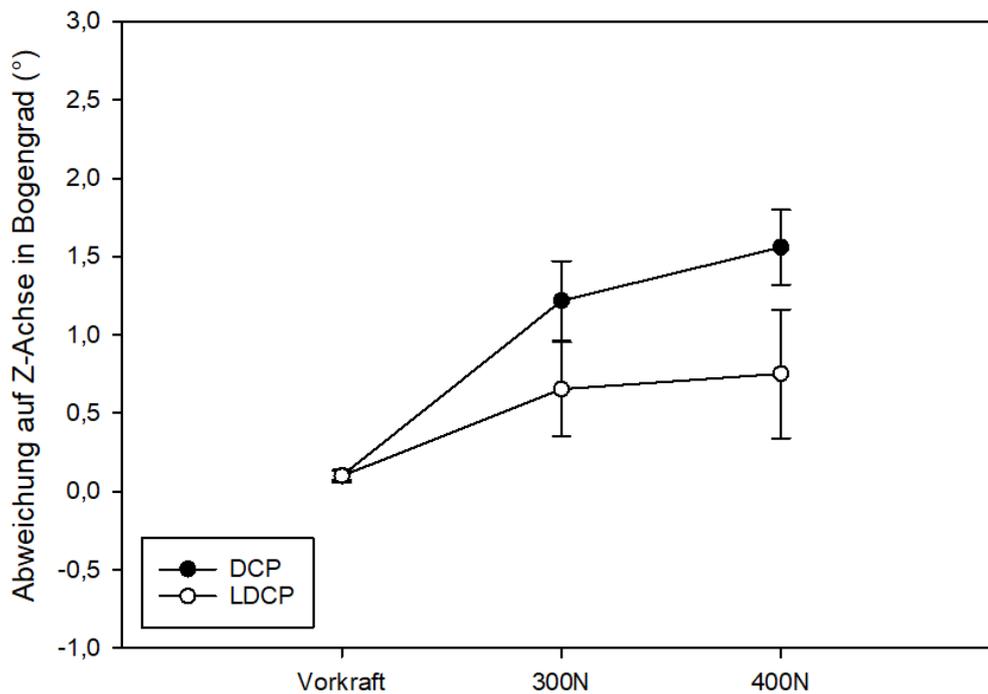


Abb. 21 Abweichungen auf der Z-Achse, DCP gegen LDCP (Mittelwerte \pm SD) n.s.

5.2 Kraftsensorfolie

Das I-Scan™ System erfasst die im Symphysenspalt wirkenden Kräfte wie unter Punkt 4.1.3.2 beschrieben. Die gemessenen Kraftniveaus werden analog zu den belasteten Zellen des Pressure Mapping Sensors in der zugehörigen Software grafisch dargestellt und zeichnen das Bild der Symphyse in Echtzeit nach. Dies ermöglicht die gleichzeitige Erfassung der effektiven Kontaktfläche. In der von uns gewählten 2-D Darstellung liegen die niedrigen Kraftniveaus im blauen, die hohen Kraftniveaus im roten Farbspektrum. Die nachfolgenden Abbildungen dienen zur exemplarischen Darstellung der Messpunkte Osteosynthese, 300N Belastung, 400N Belastung und der finalen Entlastung jeweils für die DCP und LDCP.

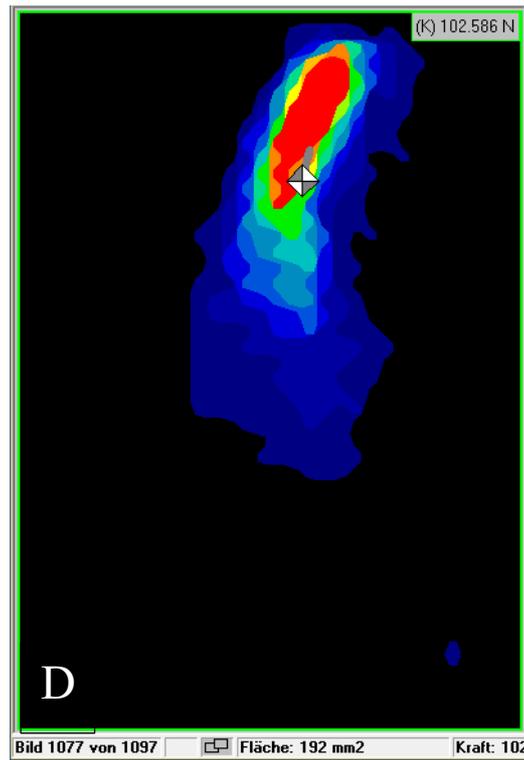
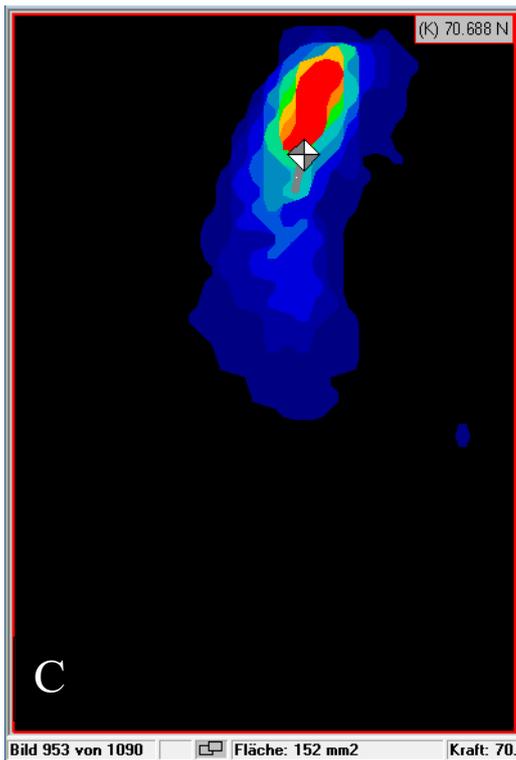
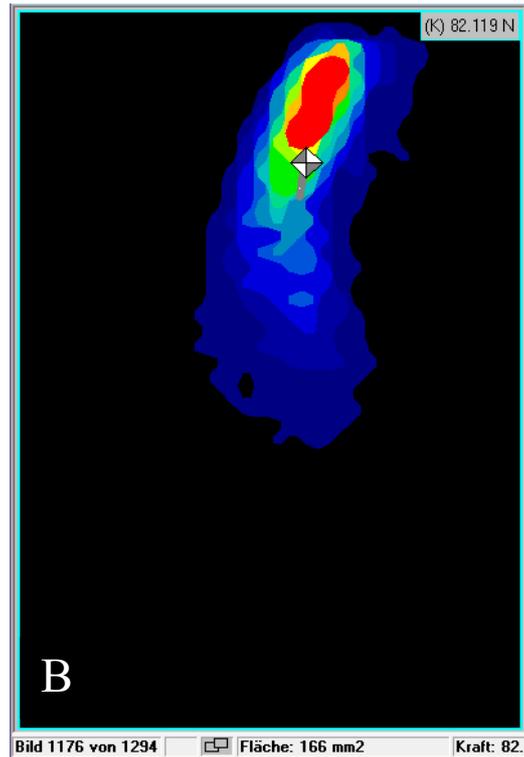
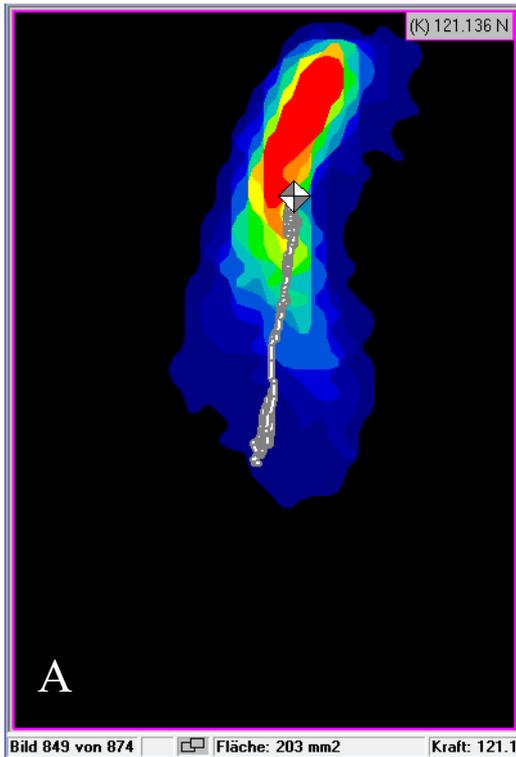


Abb. 22 I-Scan Symphysenquerschnitte – DCP, exemplarische Bildbeispiele
 A: Osteosynthese; B: 300N Belastung; C: 400N Belastung; D: finale Entlastung

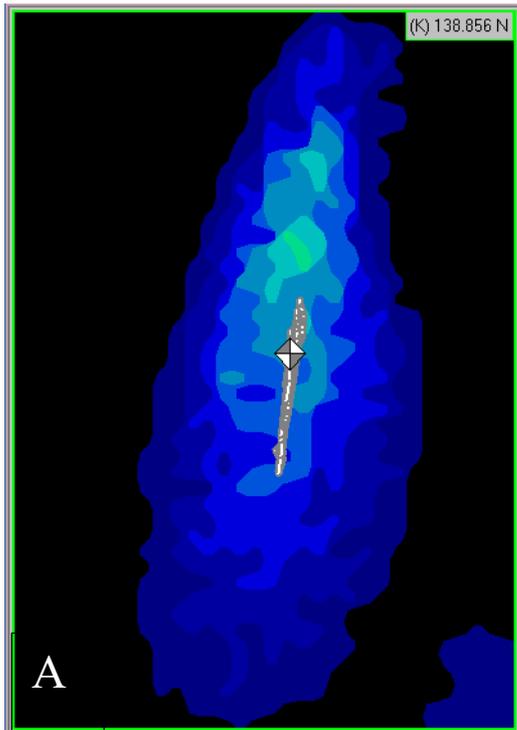


Bild 1459 von 1474 | Fläche: 423 mm² | Kraft: 138.856 N



Bild 1130 von 1205 | Fläche: 312 mm² | Kraft: 61.089 N

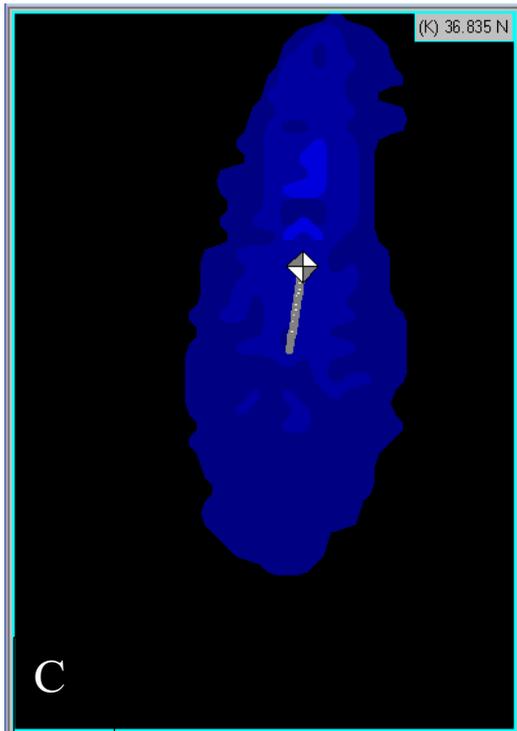


Bild 984 von 1177 | Fläche: 242 mm² | Kraft: 36.835 N

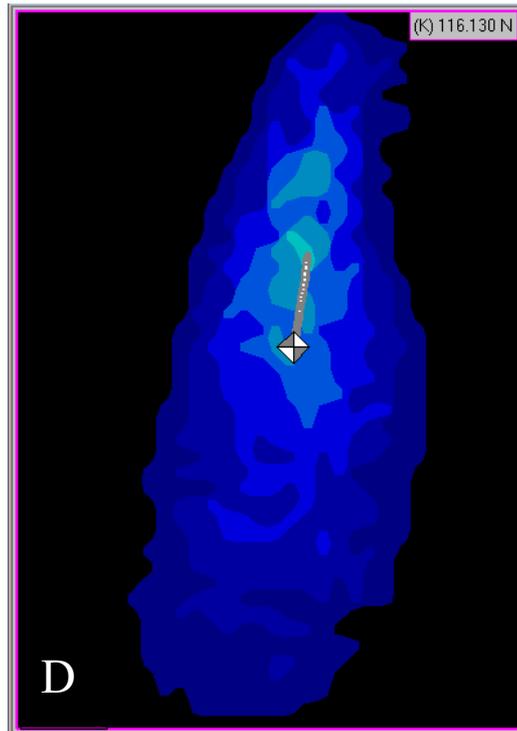


Bild 1088 von 1090 | Fläche: 399 mm² | Kraft: 116.130 N

Abb. 23 I-Scan Symphysequerschnitte – LDCP, exemplarische Bildbeispiele
 A: Osteosynthese; B: 300N Belastung; C: 400N Belastung; D: finale Entlastung

5.2.1 Kompressionskraft

Die gesamte Kompressionskraft wurde zu den Zeitpunkten Reposition, finale Osteosynthese, Belastung mit 300 und 400 N und nach der Belastung (Restkraft) gemessen. Es wurden für beide Plattensysteme dieselben Messpunkte gewählt.

Reposition

Die DCP erreichte im Mittel 50,9 N (SD=0,42) und die LDCP 51,17N (SD=0,36).

Finale Osteosynthese

Nach Abschluss der Osteosynthese und Entfernung der Repositionszange erreichte die DCP im Mittel 131,8 N (SD=13,67) und die LDCP 159,61N (SD=19,88). Es ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen mit $p=0,045$.

300 N Belastung

Unter der Einwirkung von 300 N erreichte die DCP einen Mittelwert von 83,15 N (SD=14,55) und die LDCP 77,16 N (SD=22,98).

400 N Belastung

Unter der Einwirkung von 400 N erreichte die DCP einen Mittelwert von 65,96 N (SD=16,8) und die LDCP 50,26 N (SD=23,32).

Entlastung

Nach der zyklischen Belastung konnte die DCP noch im Mittel Kompressionskräfte von 117,28 N (SD=14,33) und die LDCP 124,49 N (SD=20,37) erreichen.

	DCP	LDCP
Reposition	50,9 N (SD=0,42)	51,17N (SD=0,36)
Finale Osteosynthese	131,8 N (SD=13,67)	159,61N (SD=19,88)
300 N Belastung	83,15 N (SD=14,55)	77,16 N (SD=22,98)
400 N Belastung	65,96 N (SD=16,8)	50,26 N (SD=23,32)
Entlastung	117,28 N (SD=14,33)	124,49 N (SD=20,37)

Tabelle 1: Kompressionskraft DCP vs. LDCP

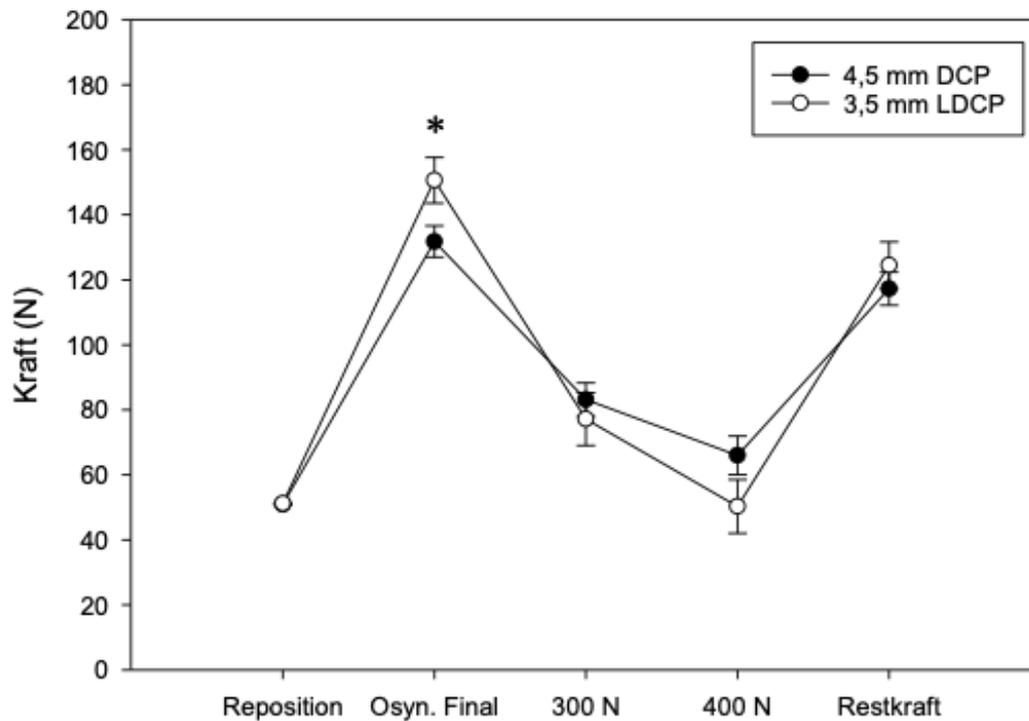


Abb. 24 Gesamt Kompressionskraft im Frakturspalt zu den jeweiligen Messpunkten. (Mittelwerte +- SD)
 * $p < 0,05$ vs. DCP

Weder bei der Belastung der Osteosynthese mit 300 bzw. 400 N noch nach Abschluss der Versuche unter Entlastung konnten signifikante Unterschiede zwischen den beiden Implantat-Systemen nachgewiesen werden. Die durchgeführte Osteosynthese mit der LDCP ist jedoch signifikant besser als die der DCP.

5.2.2 Kontaktfläche

Die Auswertung der Kontaktfläche der Frakturrenden erfolgte analog zur Kompressionskraft zu den Zeitpunkten Reposition, finale Osteosynthese, Belastung mit 300 und 400 N und nach der Belastung (Restkraft). Die Flächenangaben beschreiben die Mittelwerte der jeweiligen Gruppe.

Reposition

Nach der Reposition erreichte die DCP im Mittel eine Kontaktfläche von 342,63 mm² (SD=20,89) und die LDCP 331,25 mm² (SD=28,2).

Finale Osteosynthese

Nach Abschluss der Osteosynthese sanken die Werte auf 280,13 mm² bei der DCP (SD=58,08) und stiegen bei der LDCP auf 385,63 mm² (SD=34,9). Es gab einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen ($p < 0,001$).

300 N Belastung

Während der Belastung mit 300 N erreichte die DCP 237,88 mm² (SD=62,79) und die LDCP 315,38 mm² (SD=55,0), wodurch sich auch in dieser Messung ein statistisch signifikanter Unterschied nachweisen lässt ($p = 0,02$).

400 N Belastung

Bei Anstieg der Belastung auf 400 N ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen der DCP mit 221 mm² (SD=68,89) und der LDCP mit 261,63 mm² (SD=76,9).

Entlastung

Nach Abschluss der Versuche ergab sich wieder ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Verfahren ($p = 0,007$) bei Werten von 289,13 mm² (SD=70,48) der DCP und 376,25 mm² (SD=35,29) bei der LDCP.

	DCP	LDCP
Reposition	342,63 mm ² (SD=20,89)	331,25 mm ² (SD=28,2)
Finale Osteosynthese	280,13 mm ² (SD=58,08)	385,63 mm ² (SD=34,9)
300 N Belastung	237,88 mm ² (SD=62,79)	315,38 mm ² (SD=55,0)
400 N Belastung	221 mm ² (SD=68,89)	261,63 mm ² (SD=76,9)
Entlastung	289,13 mm ² (SD=70,48)	376,25 mm ² (SD=35,29)

Tabelle 2: Kontaktfläche DCP vs. LDCP

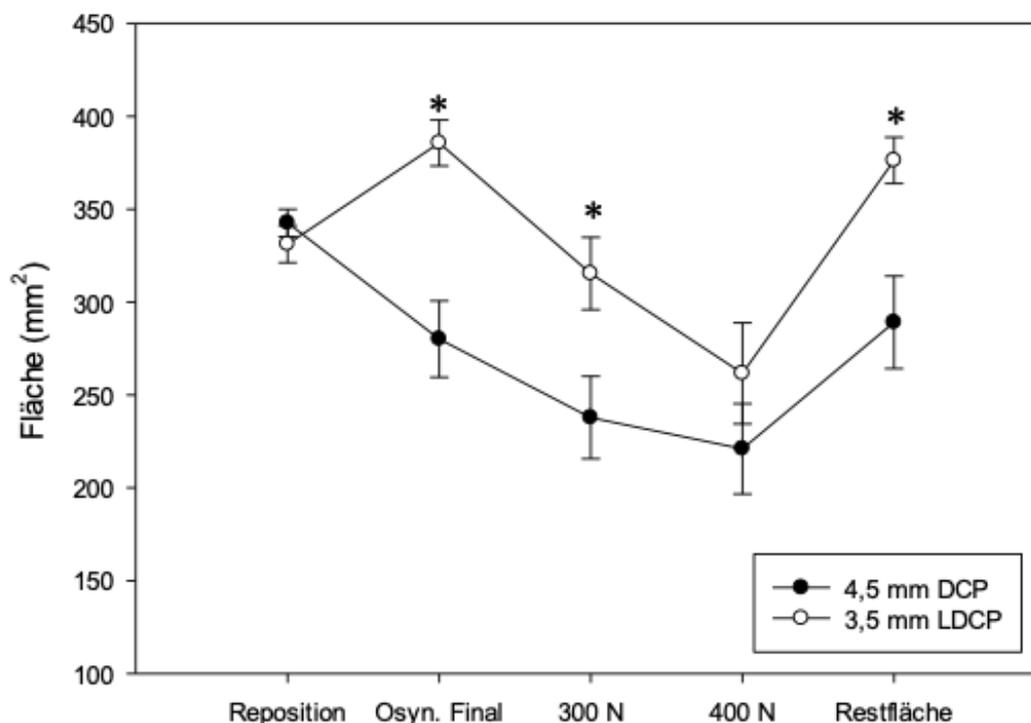


Abb. 25 Gesamt Kontaktfläche der Frakturenden zu den jeweiligen Messpunkten (Mittelwerte +- SD)

* p < 0,05 vs. DCP

Zusammenfassend konnten hinsichtlich der Kontaktfläche statistisch signifikante Unterschiede zwischen der DCP und der LDCP bei den Messpunkten finale Osteosynthese, Belastung mit 300 N und Entlastung nachgewiesen werden. Die LDCP ist der DCP in Bezug auf die Kontaktfläche überlegen.

5.2.3 Segmentale Auswertung

Nach der Auswertung der gesamten absoluten Kompressionskraft und Kontaktfläche lässt die segmentale Betrachtung eine noch genauere Gegenüberstellung der schon oben untersuchten Messparameter zu. Der Tekscan Pressure Mapping Sensor wurde in drei identisch große Bereiche unterteilt. Das Segment 3 entspricht dem kaudalen, das Segment 1 dem kranialen Symphysendrittel. Das Segment 2 liegt zwischen den Segmenten 1 und 3. Die Implantat-Systeme wurden nach Abschluss der Osteosynthese und Anlage der Vorspannung mit dem Belastungszustand (400 N axial) verglichen.

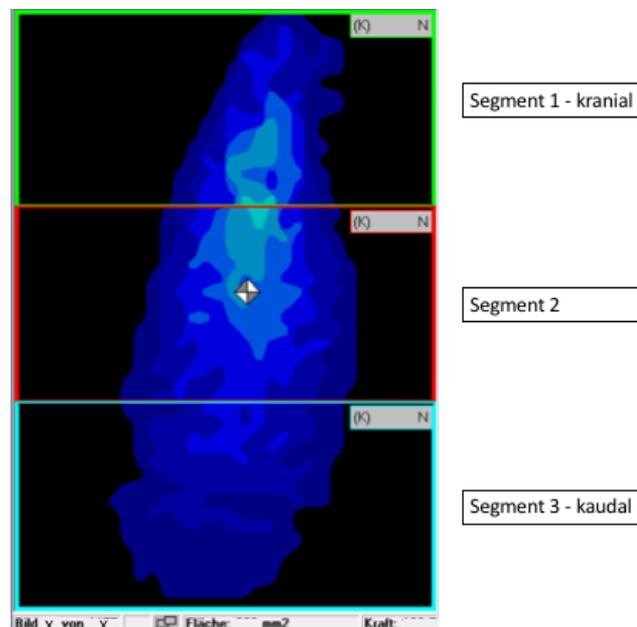


Abb. 26 Segmentale Auswertung – Einteilung in Segmente 1-3

5.2.3.1 Segmentale Kontaktfläche

Osteosynthese

Der prozentual größte Anteil der Kontaktfläche lag bei beiden Systemen im Segment 2. Bei der DCP waren es dort 50,52 % ($M=136 \text{ mm}^2$; $SD=26,26$). Im kranialen Segment der DCP waren es 40,5 % ($M=106,375 \text{ mm}^2$; $SD=14,51$) und im kaudalen Drittel 8,98 % ($M=28,5 \text{ mm}^2$; $SD=36,43$). Bei der LDCP lagen im mittleren Segment 44,5 % der gesamten Kontaktfläche ($M=167,13 \text{ mm}^2$; $SD=7,74$), gefolgt von Segment 1 mit 29,44 % ($M=110,12 \text{ mm}^2$; $SD=17,1$) und dem kaudalen Segment 3 mit 26,05 % ($M=100 \text{ mm}^2$; $SD=36,29$).

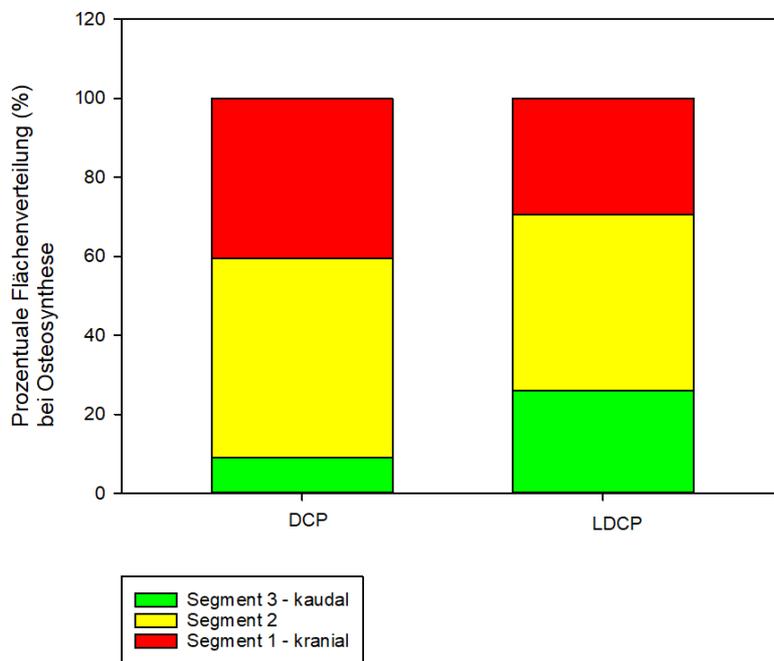


Abb. 27 Segmentale Auswertung der Kontaktfläche bei Osteosynthese (Entlastung). DCP und LDCP im Vergleich

Belastung

Unter der Belastung mit 400 N kam es zu einer Kranialisierung der Kontaktfläche. Bei der DCP verteilte sich die Fläche auf Segment 1 mit 49,75 % ($M=103,63 \text{ mm}^2$; $SD=14,02$), Segment 2 mit 46,09 % ($M=103,75 \text{ mm}^2$; $SD=14,64$) und auf Segment 3 mit 4,16 % ($M=14 \text{ mm}^2$; $SD=33,97$). Die LDCP schaffte es auch hier im kaudalen Segment eine etwas größere Kontaktfläche aufrecht zu erhalten. Es lagen 46,68 % im kranialen Segment ($M=100,5 \text{ mm}^2$; $SD=14,99$), 40,47 % im Segment 2 ($M=110,25$

mm²; SD=56,94) und im kaudalen Segment noch 12,85 % (M=41,38 mm²; SD=44,44).

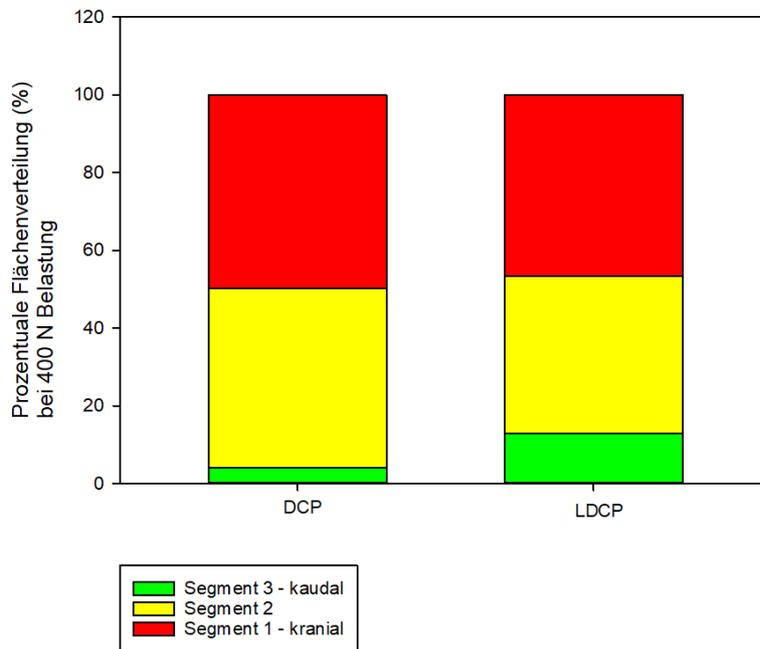


Abb. 28 Segmentale Auswertung der Kontaktfläche bei Belastung DCP und LDCP im Vergleich

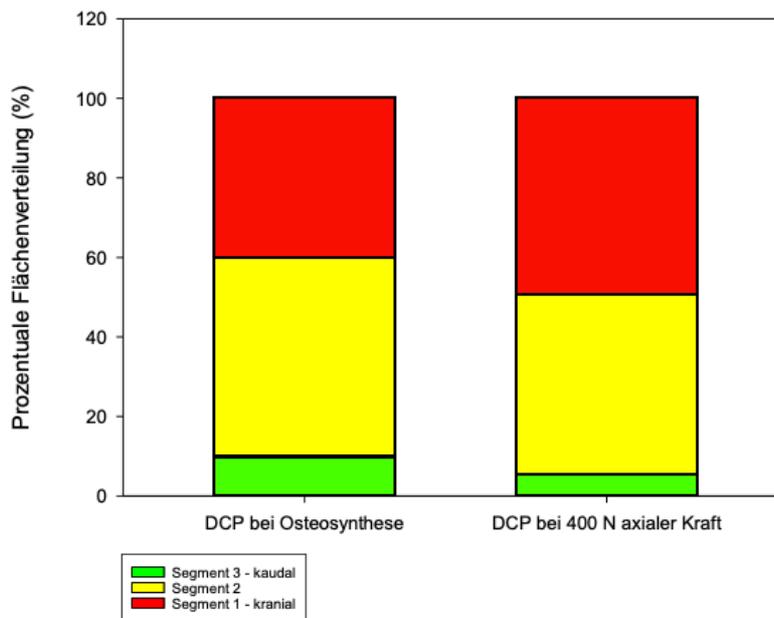


Abb. 29 Segmentale Auswertung der Kontaktfläche innerhalb der DCP Gruppe bei Osteosynthese und 400 N axialer Belastung

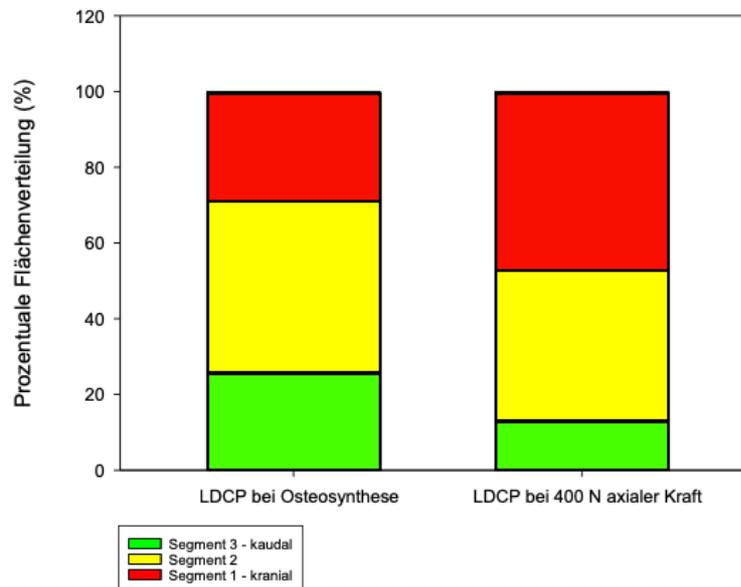


Abb. 30 Segmentale Auswertung der Kontaktfläche innerhalb der LDCP Gruppe bei Osteosynthese und 400 N axialer Belastung

5.2.3.2 Segmentale Kompressionskraft

Osteosynthese

Nach Abschluss der Osteosynthese wirkten bei der DCP im kranialen Segment deutlich höhere Kräfte ($M=74,135$ N; $SD=24,99$) als bei der LDCP ($M=47,36$; $SD=31,47$). Entsprechend wirkten 62,7% der gesamt wirkenden Kraft bei der DCP und 35,68% bei der LDCP. Im mittleren Segment hatte die LDCP ($M=60,84$ N; $SD=15,84$) eine höhere Kompressionskraft als die DCP ($M=38,86$ N; $SD=11,18$). In Prozent 46,83% in der LDCP Gruppe, bei der DCP nur noch 34,13%. Im kaudalen Segment konnte die DCP ($M=3,5$ N; $SD=4,7$) nur eine geringe Kompressionskraft erzielen, es wirkten nur 3,17% der gesamten Kompressionskraft. Die LDCP erreicht dort höhere Werte ($M=22,51$ N; $SD=15,23$) und 17,49%.

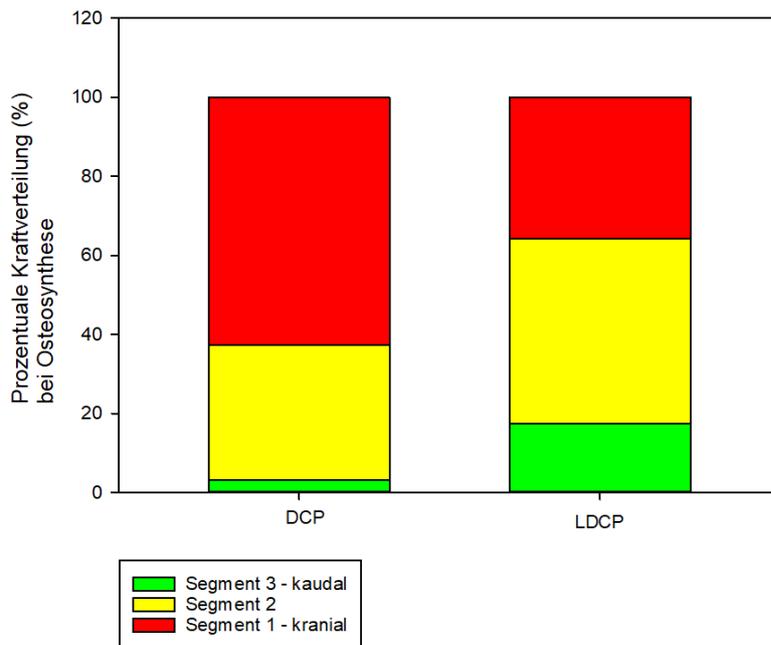


Abb. 31 Segmentale Auswertung der Kompressionskraft bei Osteosynthese (Entlastung). DCP und LDCP im Vergleich

Belastung

Bei der axialen Belastung mit 400 N zeigte sich ein der Osteosynthese ähnliches Verteilungsmuster. Im kranialen Segment wirkten bei der DCP ($M=46,89$ N; $SD=18,07$) 68,53% der gesamten Kompressionskraft. Bei der LDCP waren es im Segment 1 nur 42,95% ($M=17,1$ N; $SD=9,97$). Im mittleren Segment hatte die LDCP ($M=22,5$ N; $SD=16,69$) mit 47,62% einen höheren prozentualen Anteil in der eigenen Gruppe als die DCP ($M=19,15$ N; $SD=10,08$) mit 29,6%. Im kaudalen Drittel des Messbereiches wirkten bei der DCP ($M=1,4$ N; $SD=3,3$) lediglich noch 1,87% im Gegensatz zu 9,43% bei der LDCP ($M=6,09$ N; $SD=8,28$).

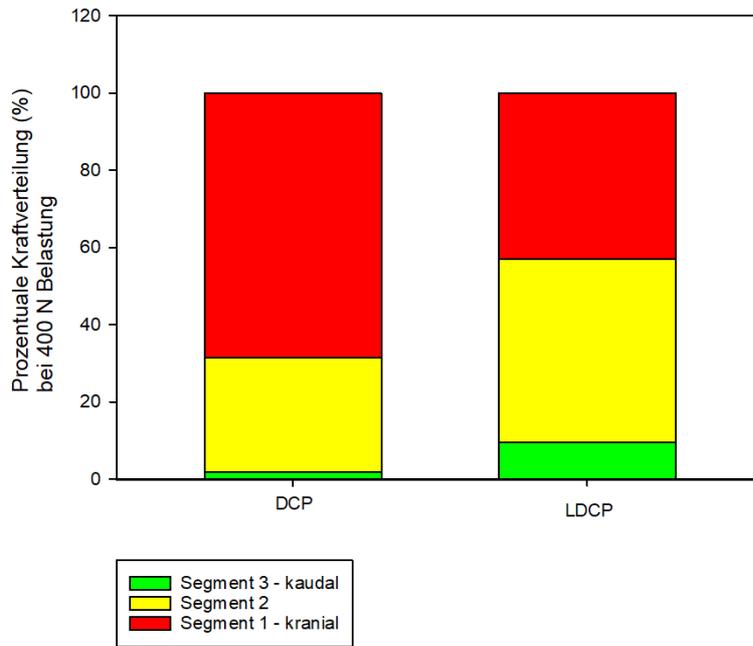


Abb. 32 Segmentale Auswertung der Kompressionskraft bei Belastung. DCP und LDCP im Vergleich

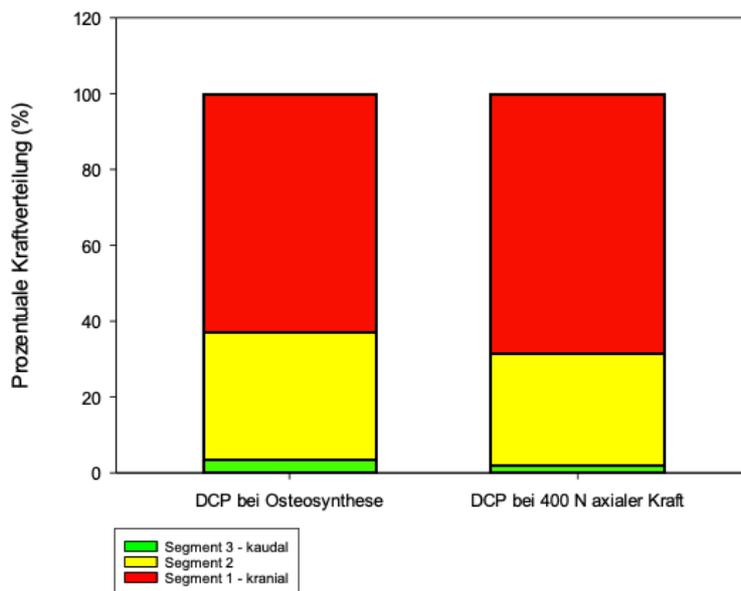


Abb. 33 Segmentale Auswertung der Kompressionskraft innerhalb der DCP Gruppe bei Osteosynthese und 400 N axialer Belastung

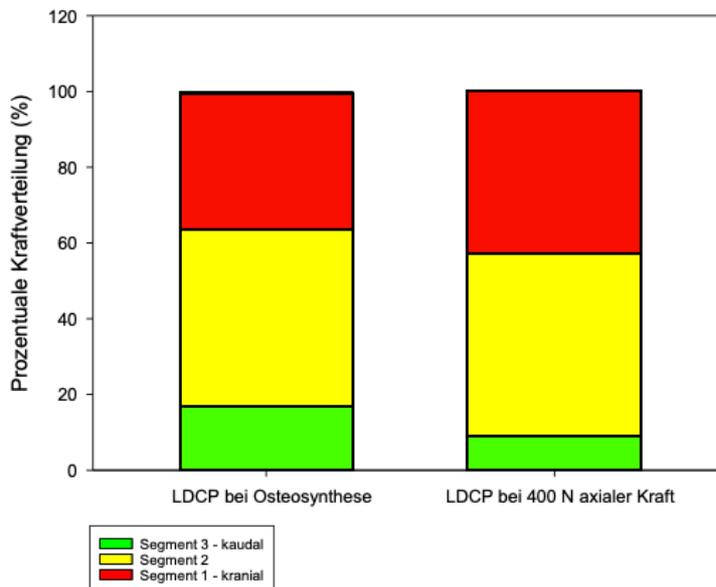


Abb. 34 Segmentale Auswertung der Kompressionskraft innerhalb der LDCP Gruppe bei Osteosynthese und 400 N axialer Belastung

5.3 Osteosynthesequalität

Die korrekte Lage des verwendeten Materials ist grundlegend für die Funktion und Stabilität der Osteosynthese. Das Hauptaugenmerk liegt hierbei auf der Positionierung der Schrauben. Aufgrund der Anatomie im Bereich der Rami Ossa pubis müssen die Schrauben in einem optimalen Winkel eingebracht werden, um nicht ventral oder dorsal aus dem Knochen auszubrechen. Neben dem Funktionsverlust der Schraube als Verankerung der Platte im Knochen können in diesem Fall Verletzungen von umgebenden Strukturen die Folge sein. Dies gilt es zu vermeiden. Um die intraossäre Lage der von uns durchgeführten Osteosynthesen zu beurteilen, wurden die Beckenmodelle in zwei Ebenen geröntgt.

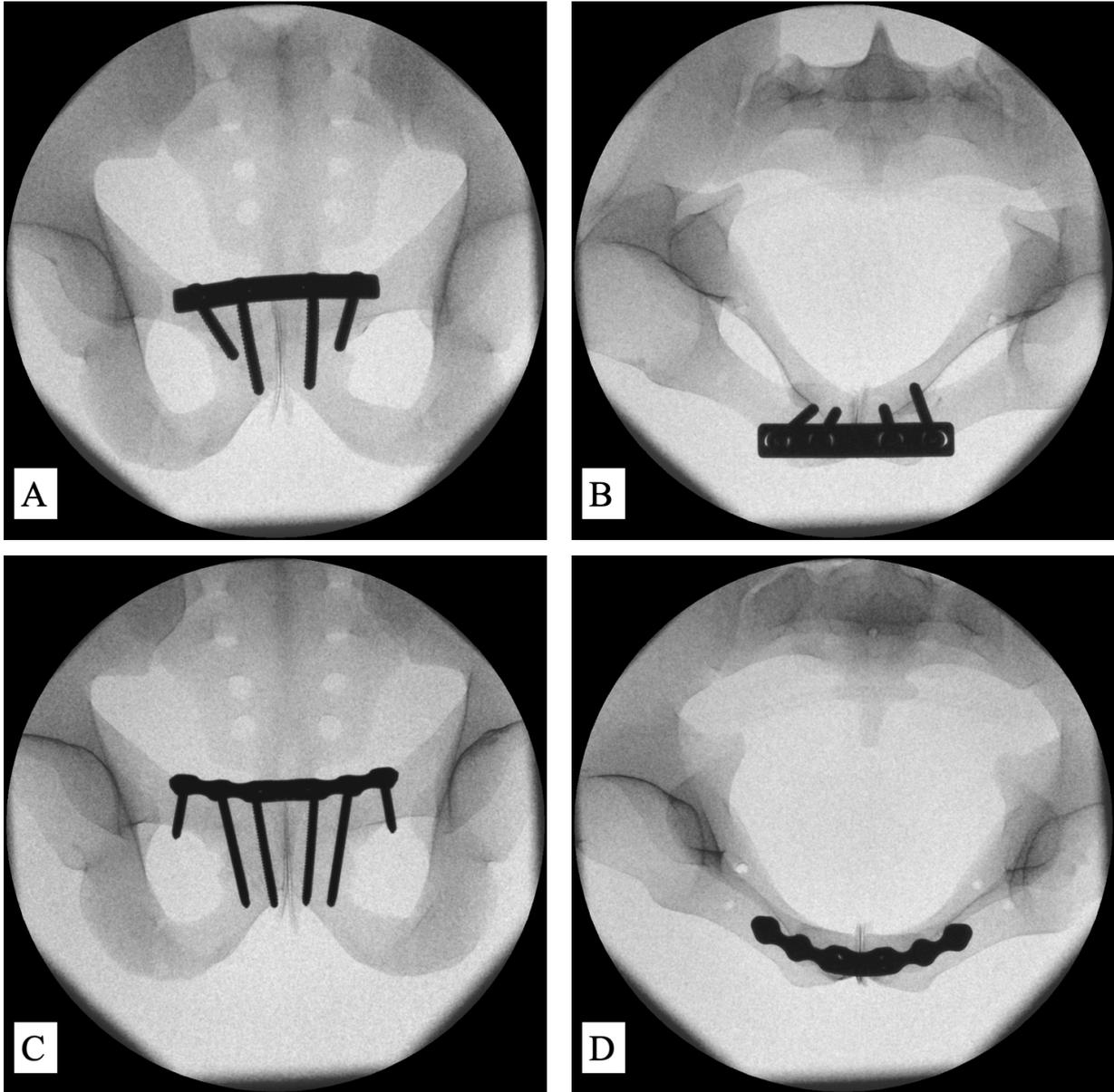


Abb. 35 Röntgen der Beckenmodelle mit einliegendem Osteosynthesematerial in zwei Ebenen

A: DCP outlet-Aufnahme; B: DCP inlet-Aufnahme;

C: LDCP outlet-Aufnahme; D: LDCP inlet-Aufnahme

6. Diskussion

6.1 Diskussion der Methoden

Um neue Versorgungsstrategien für „Open Book Verletzungen“ zu entwickeln, müssen derzeit etablierten Osteosynthesemethoden zunächst analysiert werden.

Im Rahmen biomechanischer Untersuchungen sind sowohl synthetische Becken als auch Human-Präparate etabliert (Culemann et al. 2007; Padalkar et al. 2012; A. Pizanis et al. 2013; Acklin et al. 2016; Girardi et al. 2016). Synthetische Beckenmodelle sind einfach verfügbar und zeigen nur marginale Unterschiede zwischen den einzelnen Modellen. Im Gegensatz zu den synthetischen Beckenmodellen ist die Verfügbarkeit von Humanpräparaten limitiert. Der hier verwendeten Beckenmodelltyp, Synbone 4060 (Synbone®, Malans, Schweiz), unterscheidet sich nur gering in der Handhabung oder dem Frakturverhalten von anatomischen Präparaten und garantiert eine hohe Reproduzierbarkeit der Versuche. Dennoch werden zwischen anatomischen Präparaten und synthetischen Becken Unterschiede im biomechanischen Verhalten beschrieben. Zum einen ist die Varianz der Messerwerte in Bezug auf Belastbarkeit und Steifigkeit in der Gruppe der anatomischen Becken deutlich höher, auch die Ligamentotaxis kann nur an Humanpräparaten abgebildet werden (Icke et al. 2014; Stuby et al. 2017). Für die synthetischen Becken spricht deren Homogenität. Aufgrund der hohen Reproduzierbarkeit der Ergebnissen eignen sich diese für biomechanische Testungen (Girardi et al. 2016).

In vorherigen Studien wurde gezeigt, dass die Stabilität der winkelstabilen Versorgung von „Open-Book-Verletzungen“ denen der nicht winkelstabilen Verfahren keinesfalls unterliegt (Grimshaw et al. 2012). Bei der vergleichenden Untersuchung in puncto Implantat-Design und -Geometrie zeigten die 10° vorgebogene DCP und die LDCP bessere Kompressionskraft-, Kraftverteilungs- und Kontaktflächen-Ergebnisse als vergleichbare Systeme (Pizanis et al. 2013). In dieser Studie wurde allerdings nicht die Wirkung unter axialer Kraft mittels Materialprüfmaschine untersucht. Die von uns durchgeführte Versuchsreihe vergleicht die letztgenannten Platten unter repetitiver Belastung hinsichtlich ihrer

Stabilität im Raum, Kontaktfläche, Kompressionskraft und Kraftverteilung und stellt somit den logischen nächsten Schritt auf dem Weg zu einer Implantat-Empfehlung dar.

Die Osteosynthesen in unseren Versuchen wurden durch zwei Operateure durchgeführt. Durch die radiologisch kontrollierte Implantatlage und die Zuhilfenahme von z.B. Repositions-Schablonen und Bohrhülsen konnte die Varianz des Operationsergebnisses auf ein Minimum reduziert werden.

Bei der dreidimensionalen Messung biomechanischer Versuchsreihen sind unterschiedliche Verfahren etabliert. Die angewandten Verfahren basieren zumeist auf Ultraschall oder Elektromagnetik, beziehungsweise einer videogestützten, optischen Messtechnik (Schildhauer et al. 2003; Culemann et al. 2007; Cano-Luis et al. 2012; F. M. Stuby et al. 2014; Vigdorichik et al. 2015). Die elektromagnetischen Messsysteme können durch Metall zwischen Sensor und Empfänger gestört werden. Das einliegende Osteosynthesematerial würde somit die Validität der Ergebnisse beeinträchtigen. Die videobasierten Verfahren bedürfen einer freien Sicht auf die gesetzten Referenzpunkte im Raum. Sowohl ein ultraschall- als auch ein optischgestütztes Messverfahren eignen sich für die Versuchsreihe. Wir entschieden uns aufgrund der Verfügbarkeit für den Zebris-3D-Motion-Analyzer, einem auf Ultraschall basierenden System. Die durch den Hersteller angegebene optimale Distanz zwischen Sender und Sensor beträgt 2-15 cm und kann somit im untersuchten Bereich des vorderen Beckenrings gewährleistet werden. Die o.g. Beeinträchtigung durch die metallischen Implantate spielen in der sonographischen 3-D Messung keine Rolle. Weiterhin befinden sich in unserem Versuchsaufbau keine Störelemente zwischen Ultraschallquelle und Empfänger.

Die Erfassung der im Symphysenspalt wirkenden Kraft mittels Force Sensing Resistor (Interlink Electronics Inc., Westlake Village CA, United States of America) ist in vorherigen Untersuchungen der Symphyse bereits beschrieben (Janku 2011), aber reicht für unsere Zwecke nicht aus. Die Ableitung der Parameter Kontaktfläche, Kompressionskraft und Kraftverteilung aus den Versuchen ist jedoch von Nöten, um einen evidenten Vergleich der etablierten Osteosyntheseverfahren durchzuführen. Allen Anforderungen gerecht wird das unter 4.1.3.2. beschriebene I-Scan™ System (Tekscan Inc., 307 West First Street, South Boston, MA 02127, United States). Selbiges wurde in der Fachliteratur mehrfach für die biomechanische Testung des

Beckens verwendet (Pizanis et al. 2013; Vigdorchik et al. 2013).

In zahlreichen Versuchsreihen wurden biomechanische Untersuchungen des Beckens im Einbein-Stand untersucht (Culemann et al. 2007; Berber et al. 2011; Vigdorchik et al. 2015; Tiziani et al. 2016). Diese überaus valide Methode zur Analyse hinterer Beckenringverletzungen und vertikaler Instabilität führt unter Belastung zu einer vermehrten Kompression der Symphyse, wodurch die hier analysierte Instabilität aufgehoben wird. Um den vorderen Beckenring zu analysieren, kommt in der Regel das Zweibeinstandmodell zum Einsatz (Padalkar et al. 2012). Es konnte auch für das hier untersuchte Verletzungsmuster bereits eingesetzt werden (Cano-Luis et al. 2012; Grimshaw et al. 2012). Der Versuchsaufbau im Zweibein-Stand erlaubt die völlig freie Lagerung der Modelle auf den Duokopfprothesen, wodurch unter Belastung realitätsnahe Stauchungs- und Dehnungskräften wirken und Artefakt-Bildungen durch Ausweichbewegungen des Materials verhindert werden (sog. non-constraint model) (Schrödl 2008; Brinckmann et al. 2012). Die als Komplikation einer insuffizienten Stabilisierung beschriebene „Öffnung“ des Beckenrings (Baque et al. 2005) ist durch den Versuchsaufbau möglich.

Wir begannen die zyklischen Messungen mit einer Last von 200 N und steigerten, wie oben beschrieben, in 50 N Schritten bis zu einer maximalen Belastungsstufe von 400 N [$F_{\max} = 400 \text{ N}$]. Das Spektrum der von uns gewählten Belastungskräfte ist vergleichbar mit dem in anderen Publikationen beschriebenen Kraftbereich (Berber et al. 2011; Padalkar et al. 2012; Martı et al. 2015; Vigdorchik et al. 2015; Stuby et al. 2017). Im Zweibeinstand wirkt eine Hüftkontaktkraft von 80-120% des Körpergewichtes (Putz et al. 2013). Bei einem 80 kg schweren Patienten wären das ca. 650-950 N. Das Patientengut mit Typ 61-B 1.1 Verletzung leidet meist an einer reduzierten Mobilität durch das Trauma (Pohlemann et al. 2011).

In der Literatur wird eine postoperative Teilbelastung mit 15-20 kg für sechs Wochen empfohlen (Fritz et al. 2018). Es ist somit keine Vollbelastung zu erwarten und eine F_{\max} von 400 N ausreichend, um das postoperative Ergebnis der Symphysenosteosynthese zu beurteilen. Zudem kommt unser Versuchsaufbau ohne Stabilisierung im Sinne einer ligamentären Verspannung aus. In vivo werden die auf das Becken wirkenden Kräfte durch Band- und Weichteilstrukturen mitgetragen (Becker et al. 2010; Euler et al. 2000). Ohne eine Fraktionierung der Gesamtkraft auf Band- bzw. Weichteilapparat und knöchernes Becken kann die gewählte Belastung als ausreichend betrachtet werden.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Bis heute gibt es keine endgültige Empfehlung zur optimalen, definitiven Versorgung von „Open-Book-Verletzungen“ (Ma et al. 2014). Wie oben beschrieben, variieren Alter und Unfallhergang stark. Es muss eine individuelle Entscheidung getroffen werden. Das ideale Osteosynthesematerial fixiert die Schambeinäste, hält die Verbindung auch bei lang andauernder Belastung stabil und ist durch erfahrene Operateure gut zu handhaben. Die Verwendung von vorgebogenen DC Platten und Systemen mit zentraler dynamischer Kompression und lateral winkelstabiler Versorgung hat sich bisher als vorteilhaft präsentiert (Pizanis et al. 2013).

Die aufgestellte Nullhypothese verlangt die gegenüberstellende Beurteilung von drei Kernpunkten: der Kompressionskraft im Symphysenspalt, der Kontaktfläche der Symphyse und der Stabilität der Osteosynthese.

Kompressionskraft

Hinsichtlich der im Symphysenspalt wirkenden Kompressionskräfte zeigten sich bis auf die finale Osteosynthese keine signifikanten Unterschiede zwischen DCP und LDCP; die LDCP erreicht eine höhere Kompressionskraft. Unter Belastung mit 300 und 400 N sank die Kompressionskraft der LDCP unter das Niveau der DCP und überstieg dieses erst wieder bei Entlastung, jedoch ohne statistische Signifikanz. Der Kraftabfall unter Belastung wird durch das Implantatdesign bedingt, da die LDCP lediglich über eine Materialstärke von 3,5 mm und die DCP über 4,5 mm verfügt. Die Symphyse wird bei physiologischen Bewegungen unterschiedlich belastet. Im Einbeinstand wirken eher Kompressionskräfte, im Zweibeinstand wirken eher Distraktionskräfte (Icke et al. 2014). Die Osteosynthese hat zur Aufgabe die medialen Schambeinäste aneinander zu fixieren. In der Literatur wird die maximale Beweglichkeit der Symphyse bei Belastungen von bis 136 bis 398 N beschrieben (Meissner et al. 1996), womit diese Kräfte als Ziel gewählt werden sollten. Die von uns erreichten Kompressionskräfte liegen hier im unteren Bereich. Diese Studie vergleicht unter in vitro Bedingungen die 4,5 mm DCP biomechanisch gegen die 3,5 mm LDCP, weshalb zur Reposition mit der Repositionszange lediglich eine Kompressionskraft von 50 N angelegt wurde. Dies wurde bereits in vorangegangenen Studien etabliert (Pizanis et al. 2013). Durch höhere Repositionskräfte können

deutlich höhere Kompressionskräfte am Ende der Osteosynthese erreicht werden, allerdings wurde die identische Repositionskraft bewusst gewählt, um eine möglichst hohe Vergleichbarkeit und damit eine höhere Validität zu erreichen. Im Kontext unserer Versuche kann man die erreichten Kompressionskräfte als ausreichend betrachten.

Kontaktfläche

Für die definitive Versorgung der 61-B 1.1 Fraktur sollte eine möglichst anatomische Reposition der Schambeinäste mit Wiederherstellung der physiologischen Symphysenkontaktfläche und anschließender osteosynthetischer Fixierung erfolgen (Lindahl et al. 2005; Morris et al. 2012). Durch die anatomische Reposition erhält der Patient ein besseres funktionelles Endergebnis (Lindahl et al. 2005). Die LDCP erreichten in unseren Versuchen nach Abschluss der Osteosynthese eine deutlich größere Kontaktfläche innerhalb der Symphyse als die Gruppe der DCP. Die durchschnittliche Kontaktfläche der LDCP (nach Abschluss der Osteosynthese) war vergleichbar mit dem in der Literatur als anatomisch physiologischen angesehenen Bereich (Meissner et al. 1996). Die DCP weicht deutlich von der optimalen Fläche ab (Meissner et al. 1996). Zum Zeitpunkt der maximalen Belastung mit 400 N und nach Abschluss der Belastungen gewährleistet die LDCP Gruppe durchweg eine größere Kontaktfläche und ist somit der DCP in diesem Punkt überlegen.

Stabilität

Unter physiologischen Bedingungen verfügt die Symphysis pubica über einen gewissen Bewegungsspielraum. Eine Verschiebung/ Abweichung um ca. 2 mm und Rotationsbewegungen um 1° sind als normal anzusehen (Becker et al. 2010). Die Hauptbewegungsrichtungen liegen in der Longitudinal- und Sagittal-Achse, in denen bei 398 N bzw. 136 N Belastung die maximalen Ausschläge beobachtet wurden (Meissner et al. 1996). Die durch den Zebris 3-D-Motion-Analyser gemessenen Abweichungen liegen in einem ähnlich niedrigen Bereich, womit die von uns durchgeführten Osteosynthesen im biomechanischen Modell als physiologisch stabil angesehen werden können. Unsere Betrachtung richtete sich auf die Bewegungen der Symphyse und des gesamten Beckenrings, da gerade Bewegungen in diesem Bereich zu postoperativen Lockerungen und Implantatversagen führen können.

Betrachtet man bei Patienten mit Zustand nach traumatischer Symphysensprengung

und offener Reposition und Fixierung das erste postoperative Jahr, sind häufig projektionsradiographische Zeichen für eine Lockerung bzw. ein Versagen der Implantate sichtbar (Putnis et al. 2007). Jedoch besteht trotz der radiologischen Zeichen für das Spätversagen der Osteosynthese häufig keine klinische Relevanz (Putnis et al. 2007; Morris et al. 2012).

7. Fazit

Die hier untersuchten Implantat-Systeme zeigen signifikante Unterschiede der Kontaktfläche, insbesondere in der segmentalen Kraftverteilung. Gerade die größere Kontaktfläche über die gesamte Symphyse kann zu einer besseren ligamentären Heilung führen. Die durchgeführte Studie zeigt, dass zur Osteosynthese einer „Open-Book-Verletzung“ die 3,5 mm LCDP der 4,5 mm DCP überlegen ist.

Dennoch sollten individuelle, patientenbezogene Besonderheiten in die Entscheidung des Operateurs für ein Implantat-System einfließen, um ein optimales Endergebnis zu erreichen.

8. Literaturverzeichnis

1. 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* 47:1456–60
2. Aumüller G, Aust G, Engele J, Kirsch J, Maio G (2017) *Duale Reihe Anatomie*
3. Bagaria V, Chaudhary K (2017) A Paradigm Shift in Surgical Planning and Simulation Using 3Dgraphy: Experience of First 50 Surgeries Done Using 3D-Printed Biomodels. *Injury* 48:2501–8
4. 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* 27:487–90
5. Bauch J, Betzler M, Lobenhoffer P (2003) Beckenringverletzung - Diagnostik Und Aktuelle Behandlungsmöglichkeiten. *Chirurg* 74:687–700
6. Beck-Razi N., Gaitini D. (2008) Focused Assessment with Sonography for Trauma. *Ultrasound Clinics* 3:23–31
7. Becker I, Woodley SJ., Stringer MD (2010) The Adult Human Pubic Symphysis: A Systematic Review. *Journal of Anatomy* 217:475–87
8. Berber O, Amis AA, Day AC (2011) Biomechanical Testing of a Concept of Posterior Pelvic Reconstruction in Rotationally and Vertically Unstable Fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume* 93-B:237–44
9. Biberthaler P, Pfeil J, Nithard FU (2017) *Duale Reihe Orthopädie Und Unfallchirurgie*. Vol. 8
10. Böhler L (1929) *Die Technik Der Knochenbruchbehandlung*. Wien: Verlag Wilhelm Mandrich
11. Braun BJ., Tschernig T, Veith NT., Köhler D, Mörsdorf P, Holstein J, Klein M, Pohlemann T (2016) Blood Loss in Pelvic Ring Fractures: CT-Based Estimation. *Annals of Translational Medicine* 4:366–366
12. Breusch S, Clarius M, Mau H, Sabo D (2016) *Klinikleitfaden Orthopädie*

Und Unfallchirurgie. 8. Auflage. Elsevier

13. Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G, Drerup B (2012) *Orthopädische Biomechanik*. 2. Auflage. Wissenschaftliche Schriften der WWU Münster
14. Bruch H-P, Trentz O, Keller R, Wanner GA (2008) *Berchtold - Chirurgie*. 6. Auflage.
15. Buckwalter JA, Grodzinsky AJ (1999) Loading of Healing Bone, Fibrous Tissue, and Muscle: Implications for Orthopaedic Practice. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 7:291-99
16. Burkhardt M, Kristen A, Culemann U, Koehler D, Histing T, Holstein JH, Pizanis A, Pohlemann T (2014) Pelvic Fracture in Multiple Trauma: Are We Still up-to-Date with Massive Fluid Resuscitation?. *Injury* 45:S70-75
17. Cano-Luis P, Martínez-Reina J, Giráldez-Sánchez MA, Navarro A, García-Rodríguez J (2012) Biomechanical Analysis of a New Minimally Invasive System for Osteosynthesis of Pubis Symphysis Disruption. *Injury* 43:20-27
18. Claes L (2004) Das Prinzip Der Winkelstabilität in Der Osteosynthese. *OP-Journal* 20:4-7
19. Claes L (2011) Das Prinzip Der Winkelstabilen Platte - Eine Kritische Bewertung. *Orthopädie Und Unfallchirurgie Up2date* 6:3-15
20. 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?. *Unfallchirurg* 110:528-36
21. Culemann U, Oestern HJ, Pohlemann T (2013) Aktuelle Behandlung Der Beckenringfraktur. *Der Chirurg* 9:809-25
22. Culemann U, Oestern HJ, Pohlemann T (2014) Aktuelle Behandlung Der Beckenringfraktur. *Der Unfallchirurg* 2:145-61
23. Culemann U, Reilmann H (1997) Verletzungen Des Beckenringes. *Unfallchirurg* 100:487-96
24. Dolati B (1985) Die Operative Versorgung Der Symphysenruptur. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 11:223-27
25. Euler E, Heining S-M, Kotsianos D, Müller-Gerbl M (2000) Anatomie Und

Biomechanik Des Beckens. Trauma Und Berufskrankheit 2:2–10

26. Fanghänel J, Pera F, Anderhuber F, Nitsch R (2003) *Waldeyer - Anatomie Des Menschen*
27. Fritz T, Veith NT, Braun BJ, Pohlemann T, Herath SC (2018) Beckenchirurgie – Akutversorgung Diagnostik Der Beckenfrakturen Apparative Diagnostik. *OP-Journal* 34:26–32
28. Fuchs T, Rottbeck U, Hofbauer V, Raschke M, Strange R (2011) Beckenringfrakturen Im Alter - Die Unterschätzte Osteoporotische Fraktur. *Unfallchirurg* 114:663–70
29. Gardner MJ, Kendoff D, Ostermeier S, Citak M, Krettek C, Nork SE (2007) Sacroiliac Joint Compression Using an Anterior Pelvic Compressor : A Mechanical Study in Synthetic Bone. *Journal of Orthopaedic Trauma* 21:435–41
30. Girardi BL, Attia T, Backstein D, Sa O, Willett TL, Kuzyk PRT (2016) Biomechanical Comparison of the Human Cadaveric Pelvis with a Fourth Generation Composite Model. *Journal of Biomechanics* 49:537–42
31. Grimshaw CS, Bledsoe JG, Moed BR (2012) Locked Versus Standard Unlocked Plating of the Pubic Symphysis : A Cadaver Biomechanical Study. *Journal of Orthopaedic Trauma* 26:402–6
32. Hadji P, Klein S, Gothe H, Häussler B, Kless T, Schmidt T, Steinle T, Verheyen F, R. Linder (2013) The Epidemiology of Osteoporosis—Bone Evaluation Study (BEST): An Analysis of Routine Health Insurance Data. *Deutsches Ärzteblatt* 110:52–57
33. Hansen T, Lange RH (1985) Pelvic Ring Disruptions with Symphysis Pubis Diastasis. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 201:130–37
34. Hauschild O, Strohm PC, Culemann U, Pohlemann T, Suedkamp NP, Koestler W, Schmal H (2007) Mortality in Patients With Pelvic Fractures : Results From The. *The Journal of Trauma Injury, Infection, and Critical Care* 64:449–55
35. Hauser RA., Dolan EE. (2011) Ligament Injury and Healing: An Overview of Current Clinical Concepts. *Journal of Prolotherapy* 3:836–46
36. Henne-Bruns D, Kremer B, Dürig M (2012) *Duale Reihe Chirurgie*
37. Hildebrand KA, Frank CB (1998) Scar Formation and Ligament Healing.

- Canadian Journal of Surgery 41:425–29
38. Hirner A, Weise K (2003) *Chirurgie*. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag
 39. Hirner A, Weise K (2008) Allgemeine Unfallchirurgie Und Notfallsituationen. Pp. 232–35 in *Chirurgie*.
 40. Icke C, Koebke J (2014) Normal Stress Pattern of the Pubic Symphysis. *Anatomy & Cell Biology* 47:40
 41. Ismail HD, Lubis MF, Djaja YP (2016) The Outcome of Complex Pelvic Fracture after Internal Fixation Surgery. *Malaysian Orthopaedic Journal* 10:16–21
 42. Janku DH (2011) “Vergleichende Biomechanische Untersuchungen Zur Internen Stabilisierung Der Symphyse Am Beckenring: Bringen Winkelstabile Osteosynthesen Vorteile?”
 43. Keil DS, Gross S, Seymour RB, Sims S, Karunakar MA (2018) Mortality after High-Energy Pelvic Fractures in Patients of Age 65 Years or Older. *Journal of Orthopaedic Trauma* 32:124–28
 44. Lindahl J, Hirvensalo E (2005) Outcome of Operatively Treated Type-C Injuries of the Pelvic Ring. *Acta Orthopaedica* 76:667–78
 45. Lüllmann-Rauch R (2015) *Taschenlehrbuch Histologie*. 5. Auflage. Thieme Verlag
 46. Ma K, Zhu L, Fang Y (2014) Progress in Treatment of Pubic Symphysis Diastasis. *Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery* 28:250–54
 47. Marsh JL, Slongo TF, Agel J, Broderick JS, Creevey W, DeCoster TA, Prokuski L, Sirkin MS, Ziran B, Henley B, Audigé L (2007) Fracture and Dislocation Classification Compendium. *Journal of Orthopaedic Trauma* 21:S1–6
 48. Martı J, Gira MA, Serrano-toledano D, Navarro-robles A, Cano-luis P, Fragkakis EM, Giannoudis P V (2015) Percutaneous Iliosacral Fixation in External Rotational Pelvic Fractures . A Biomechanical Analysis. *Injury International Journal of the Care of the Injured* 46:327–32
 49. Maurer F (2003) Beckenverletzungen – Externe Fixation Und Komplikation. *OP-Journal* 19:128–31

50. Meissner A, Fell M, Wilk R, Boenick U, Rahmanzadeh R (1996) Biomechanics of the Pubic Symphysis. Which Forces Lead to Mobility of the Symphysis in Physiological Conditions?. *Unfallchirurg* 99:415–21
51. 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* 470:2154–60
52. Mückley T, Marintschev I, Gras F, Hofmann GO (2008) Aktueller Stand Der Versorgung Vorderer Beckenringfrakturen. *Trauma Berufskrankheiten* 10:116–22
53. Müller-Farber J, Müller KH (1978) Die Osteosynthese Mit Dem Fixateur Externe Am Becken. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery* 283:273–83
54. Olerud S, Walheim GG (1984) Symphysiodesis with a New Compression Plate. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 55:315–18
55. Padalkar P, Kathare A, Kagda F, Pereira B, Sun K, Joseph T (2012) Trans-Iliosacral Plating for Vertically Unstable Fractures of Sacral Spine Associated with Spinopelvic Dissociation: A Cadaveric Study. *Indian Journal of Orthopaedics* 46:274
56. Pizanis, Pohlemann, Burkhardt, Aghayev, Holstein (2013) Emergency Stabilization of the Pelvic Ring: Clinical Comparison between Three Different Techniques. *Injury* 44:1760–64
57. Pizanis A, Garcia P, Santelmann M, Culemann U, Pohlemann T (2013) Reduction and Fixation Capabilities of Different Plate Designs for Pubic Symphysis Disruption : A Biomechanical Comparison. *Injury* 44:183–88
58. Pohlemann T, Gänsslen A (1999) Die Operation Der Symphysen-Sprengung. *Operative Orthopädie Und Traumatologie* 59:149–59
59. Pohlemann T, Gänsslen A, Stief CH (1998) Komplexe Verletzungen Des Beckens Und Actetabulum. *Orthopäde* 27:32–44
60. Pohlemann T, Tscherne H, Baumgartel F, Egbers HJ, Euler E, Maurer F, Fell M, Mayr E, Quirini WW, Schlickewei W, Weinberg A (1996) Pelvic fractures: epidemiology, therapy and long-term outcome. Overview of the multicenter study of the Pelvis Study Group. *Der Unfallchirurg* 99:160–67
61. Pohlemann T, Weigel B, Maghsudi M (2011) *Praxisbuch Unfallchirurgie*

62. Putnis SE, Pearce R, Wali UJ, Bircher MD, Rickman MS (2007) Open Reduction and Internal Fixation of a Traumatic Diastasis of the Pubic Symphysis - One-Year Radiological and Functional Outcomes. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 93:78–84
63. Putz R, Simon U, Claes L (2013) *Funktionelle Anatomie Und Biomechanik*
64. Rollmann MF, Herath SC, Kirchhoff F, Braun BJ, Holstein JH, Pohlemann T, Menger MD, Histing T (2017) Pelvic Ring Fractures in the Elderly Now and Then – a Pelvic Registry Study. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 71:83–88
65. Schildhauer TA, Ledoux WR, Chapman JR, Henley MB, Tencer AF, Chip Routt JL (2003) Triangular Osteosynthesis and Iliosacral Screw Fixation for Unstable Sacral Fractures: A Cadaveric and Biomechanical Evaluation under Cyclic Loads. *Journal of Orthopaedic Trauma* 17:22–31
66. Schrödl SA (2008) “Konzept Für Ein Ganglabor Im Spastiker- Spastiker - Zentrum München.”
67. Seekamp A, Burkhardt M, Pohlemann T (2004) Schockraummanagement Bei Verletzungen Des Beckens. *Unfallchirurg* 107:903–10
68. Shaw TJ., Martin P. (2009) Wound Repair at a Glance. *Journal of Cell Science* 122:3209–13
69. Siewert JR, Stein HJ (2012) *Chirurgie*. 9. Auflage. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag
70. Stahel PF, Hammerberg EM (2016) History of Pelvic Fracture Management : A Review. *World Journal of Emergency Surgery* 11:1–6
71. 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) *Rehabilitation in Orthopädie Und Unfallchirurgie, Spezifische Behandlungsstrategien*. Springer-Verlag
72. Stuby F, 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
73. Stuby F, Schäffler A, Haas T, König B, Stöckle U, Freude T (2014) Insuffizienzfrakturen Des Beckenrings. *Trauma Und Berufskrankheit*

16:92–100

74. Stuby FM, Doebele S, Agarwal Y, Windolf M, Gueorguiev B, Gunnar B (2014) Clinical Biomechanics Influence of Flexible Fixation for Open Book Injury after Pelvic Trauma — A Biomechanical Study. *Clinical Biomechanics Journal* 29:657–63
75. Thannheimer A, Bühren V (2005) Beckenfrakturen Und Ihre Behandlung. Pp. 53–61 in *Fortbildung Orthopädie - Traumatologie Hüfte: Die ASG-Kurse der DGOOC*.
76. Tiziani G, Osterhoff S, Ferguson C, S.J. H (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
77. Tscherne H, Heberer G, Köle W (1993) *Chirurgie Und Angrenzende Gebiete*. 6th ed.
78. Upex P, Jouffroy P, Riouallon G (2017) Application of 3D Printing for Treating Fractures of Both Columns of the Acetabulum: Benefit of Pre-Contouring Plates on the Mirrored Healthy Pelvis. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research* 103:331–34
79. Vigdorich JM, Esquivel AO, Jin X, Yang KH, Vaidya R (2013) Anterior Internal Fixator versus a Femoral Distractor and External Fixation for Sacroiliac Joint Compression and Single Stance Gait Testing: A Mechanical Study in Synthetic Bone. *International Orthopaedics* 37:1341–46
80. Vigdorich JM, Jin X, Sethi A, Herzog DT, Oliphant BW, Yang KH, Vaidya R (2015) A Biomechanical Study of Standard Posterior Pelvic Ring Fixation versus a Posterior Pedicle Screw Construct. *Injury* 46:1491–96
81. Waschke J, Böckers TM, Paulsen F (2015) *Anatomie - Das Lehrbuch*. 1. Auflage. Elsevier
82. Weber D, Chiara O, Arvieux C, Magnone S, Pereira B, Ceresoli M, Rizoli S, Ansaloni L, Catena F, Coimbra R, Horer TM, Biffl W, Ivatury R, Manfredi R, Velmahos G, Moore EE, Peitzman AB, Fraga GP, Abu-Zidan F, Sartelli M, Naidoo N, Kirkpatrick A, Leppaniemi A, Montori G, Stahel PF, Balogh Z, Solaini L, Coccolini F, Allievi N, Kluger Y (2017) Pelvic Trauma: WSES Classification and Guidelines. *World Journal of Emergency Surgery* 12:1–

83. Weber K, Vock B, Müller W, Wentzensen A (2001) Lebensqualität Nach Operativ Behandelten Beckenringfrakturen. Unfallchirurg 104:1162–67
84. Wolter D, Jürgens C (2006) Winkelstabile Verbindungen Bei Osteosyntheseimplantaten - Historische Entwicklung, Wissenschaftlicher Hintergrund Und Aktueller Stand Winkelstabilität. Trauma Und Berufskrankheiten 8:206–11
85. Woo SL, Vogrin TM, Abramowitch SD (2000) Healing and Repair of Ligament Injuries in the Knee. The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons 8:364–72
86. Worland R, Keim H (1975) Displaced Fractures of the Major Pelvis: A Method of Management. Clinical Orthopaedics and Related Research 112:215–17
87. Zeng C, Xing W, Wu Z, Huang H, Huang W (2016) A Combination of Three-Dimensional Printing and Computer-Assisted Virtual Surgical Procedure for Preoperative Planning of Acetabular Fracture Reduction. Injury 47:2223–27

9. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Halbschematische Darstellung der Bogenkonstruktion des Beckens	S.13
Abb. 2 Frontalschnitt durch die Schambeinfuge (Symphysis pubica)	S.14
Abb. 3 Röntgendiagnostik bei Verdacht auf Beckenringfraktur	S.16
Abb. 4 AO-Klassifikation Beckenringfraktur 1996	S.19
Abb. 5 Das Prinzip der Winkelstabilität	S.23
Abb. 6 Beckenmodell Synbone Typ 4060	S.25
Abb. 7 4,5mm DCP mit zentraler 10° Biegung und Schrauben	S.26
Abb. 8 LDC Platte, winkelstabile Bohrhülse und Schrauben	S.27
Abb. 9 Schemazeichnung Tekscan Pressure Mapping Sensor Typ 5033	S.29
Abb. 10 Zebris 3-D-Motion-Analyzer Schemazeichnung	S.30
Abb. 11 Duokopfprothesen in Technovit gegossen auf Plexiglasgleitlager	S.31
Abb. 12 Kalibrierungsstempel für Tekscan Messfolie	S.33
Abb. 13 Schablone für Repositionszangenposition und Präparierte Symphyse	S.35
Abb. 14 Versuchsaufbau exemplarisch mit DCP-Osteosynthese	S.36
Abb. 15 Schemazeichnungen Versuchsaufbau und Versuchsablauf	S.37-40
Abb. 16 Messparameter: Kraft und Kontaktfläche I-Scan™ System	S.41
Abb. 17 DCP- Verschiebung der Fraktarenden im Raum	S.43
Abb. 18 LDCP- Verschiebung der Fraktarenden im Raum	S.44
Abb. 19 Abweichungen auf der X-Achse; DCP gegen LDCP	S.45
Abb. 20 Abweichungen auf der Y-Achse; DCP gegen LDCP	S.45
Abb. 21 Abweichungen auf der Z-Achse; DCP gegen LDCP	S.46
Abb. 22 I-Scan Symphysenquerschnitte DCP	S.47
Abb. 23 I-Scan Symphysenquerschnitte LDCP	S.48
Abb. 24 Gesamte Kompressionskraft im Frakturspalt zu den jeweiligen Messpunkten	S.50
Abb. 25 Gesamte Kontaktfläche der Fraktarenden zu den jeweiligen Messpunkten	S.52
Abb. 26 Segmentale Auswertung – Einteilung in Segmente 1-3	S.53
Abb. 27 Segmentale Auswertung der Kontaktfläche bei Osteosynthese (Entlastung) DCP und LDCP im Vergleich	S.54

Abb. 28 Segmentale Auswertung der Kontaktfläche bei Belastung; DCP und LDCP im Vergleich	S.55
Abb. 29 Segmentale Auswertung der Kontaktfläche innerhalb der DCP Gruppe bei Osteosynthese und 400 N axialer Belastung	S.55
Abb. 30 Segmentale Auswertung der Kontaktfläche innerhalb der LDCP Gruppe bei Osteosynthese und 400 N axialer Belastung	S.56
Abb. 31 Segmentale Auswertung der Kompressionskraft bei Osteosynthese (Entlastung) DCP und LDCP im Vergleich	S.57
Abb. 32 Segmentale Auswertung der Kompressionskraft bei Belastung DCP und LDCP im Vergleich	S.58
Abb. 33 Segmentale Auswertung der Kompressionskraft innerhalb der DCP Gruppe bei Osteosynthese und 400N axialer Belastung	S.58
Abb. 34 Segmentale Auswertung der Kompressionskraft innerhalb der LDCP Gruppe bei Osteosynthese und 400N axialer Belastung	S.59
Abb. 35 Röntgen der Beckenmodelle mit einliegendem Osteosynthesematerial in zwei Ebenen	S.60

10. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Kompressionskraft DCP vs. LDCP S. 49

Tabelle 2: Kontaktfläche DCP vs. LDCP S. 52

11. Publikationen/Danksagung

11.1. Publikationen

Stabilization of a Type B1.1 Injury in a Morbidly Obese Patient Using an Internal Fixator in a Minimally Invasive Technique: A Case Report.

(Tobias Fritz, M.D.; Benedikt J. Braun M.D.; Nils T. Veith; Sascha J. Hopp M.D.; Laura Mettelsiefen; Friedemann Strobel; Tim Pohlemann M.D.; Antonius Pizanis M.D.)

JBJS Case Connector; Publiziert 2019; Volume 9; Issue 3; Seite e0075

A novel internal fixation method for open book injuries of the pubic symphysis — a biomechanical analysis

(Tobias Fritz, M.D.; Laura Mettelsiefen; Friedemann Strobel; Benedikt J. Braun M.D.; Steven C. Herath M.D.; Sascha J. Hopp M.D.; Tina Histing M.D.; Tim Pohlemann M.D.; Antonius Pizanis M.D.)

Clinical Biomechanics; zur Publikation angenommen 04/2020

11.2. Danksagung

Die hier vorliegende Arbeit wurde im Biomechanik Labor der Klinik für Orthopädie des Uniklinikums des Saarlandes durchgeführt.

Mein herzlicher Dank gilt:

Privatdozent Dr. med. Antonius Pizanis für die Überlassung des Themas. Darüber hinaus bedanke ich mich für die stete Hilfsbereitschaft, die konstruktive Kritik, die wiederholten Korrekturlesungen und allem voran die gute Zusammenarbeit.

Professor Dr. med. Tim Pohlemann für die Möglichkeit, in der von ihm geführten Klinik arbeiten zu dürfen.

Dr. med. Tobias Fritz für die erstklassige Betreuung, die fachliche und handwerkliche Unterstützung, die gute Arbeitsatmosphäre und die ständige Hilfsbereitschaft.

Professor Dr. med. Dieter Kohn für die Möglichkeit, im biomechanischen Labor der Klinik für Orthopädie forschen zu können.

Laura Mettelsiefen für die gute Zusammenarbeit, konstruktive Kritik und Hilfe bei der Durchführung der Experimente.

Meinen Eltern danke ich für ihre Liebe, Unterstützung und Geduld.

Meinen Brüdern Jakob und Konrad für ihre Rücksicht und den Zuspruch.

Für die zahlreichen Korrekturlesungen, ihre Freundschaft, Rückhalt und Nachsicht, danke ich Johannes, Franziska, Annaëlle, Frauke und Rebecca.

12. Lebenslauf

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