

Aus dem Bereich
Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. med. T. Pohlemann

**Einsatz von FiberTape® Cerclagen und deren Kombination mit Nitinolklammern zur
Stabilisierung der Symphyse - eine biomechanische Analyse**

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

2024

vorgelegt von: Joscha Schumacher
geboren am: 15.07.1999 in Rastatt

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassungen	1
1.1	Zusammenfassung	1
1.2	Summary	3
2	Einleitung	5
2.1	Anatomie des Beckens	5
2.2	Beckenfrakturen	6
2.2.1	Epidemiologie	6
2.2.2	Unfallmechanismus	6
2.2.3	Klassifikation der Beckenringfrakturen	7
2.2.3.1	„Open-Book“-Verletzung	9
2.2.4	Diagnostik	10
2.2.5	Therapie	12
2.2.5.1	Operation der „Open-Book“-Verletzung	13
2.2.5.2	Komplikationen	14
2.3	Ligamentäre Heilung	14
2.4	Knochenheilung	15
2.5	Ziel der Arbeit und Fragestellung	17
3	Material und Methodik	18
3.1	Material	18
3.1.1	Beckenmodelle	18
3.1.2	Osteosynthesematerial	19
3.1.2.1	3,5 mm Symphysenplatte (SLDCP, DePuy Synthes®)	19
3.1.2.2	FiberTape® Cerclage System (Arthrex®)	20
3.1.2.3	Zweibeinige Nitinolklammer (DynaNite® Nitinolklammer (Arthrex®))	20
3.1.2.4	Vierbeinige Nitinolklammer (BME ELITE™ Kontinuierliches Kompressionsimplantat (DePuy Synthes®))	21
3.1.3	Universal-Prüfmaschine	22
3.1.4	Kraftsensorfolien	23
3.1.5	3D-optisches Messsystem	24
3.1.6	Materialien zur Versuchsvorbereitung	24
3.1.7	Materialien Beckeninstallation	24

3.2	Methodik	25
3.2.1	Versuchsvorbereitung	25
3.2.2	Kalibrierung	26
3.2.3	Operative Stabilisierung	27
3.2.3.1	Kontrollgruppe	27
3.2.3.2	Versuchsgruppe 1	28
3.2.3.3	Versuchsgruppe 2	29
3.2.3.4	Versuchsgruppe 3	30
3.2.4	Versuchsinstallation	31
3.2.4.1	Einbeinstand	31
3.2.4.2	Zweibeinstand	32
3.2.5	Parameter	33
3.2.5.1	Parameter der I-Scan™ Software	33
3.2.5.2	3D Bewegungsanalyse	37
3.2.6	Statistische Auswertung	38
4	Ergebnisse	39
4.1	Kompressionskraft	39
4.1.1	Zweibeinstand	39
4.1.2	Einbeinstand	41
4.2	Kontaktfläche	43
4.2.1	Zweibeinstand	43
4.2.2	Einbeinstand	45
4.3	Segmentale Kompressionskraft	47
4.3.1	Zweibeinstand	47
4.3.2	Einbeinstand	51
4.4	Segmentale Kontaktfläche	54
4.4.1	Zweibeinstand	54
4.4.2	Einbeinstand	56
4.5	3D Bewegungsanalyse	58
4.5.1	Zweibeinstand	59
4.5.2	Einbeinstand	59
5	Diskussion	60
5.1	Diskussion der Methoden	60
5.1.1	Limitationen der Studie	63
5.2	Diskussion der Ergebnisse	64

5.2.1	Zweibeinstand	64
5.2.2	Einbeinstand	65
5.3	Klinische Relevanz	67
5.4	Fazit	67
6	Literaturverzeichnis	68
6.1	Abbildungsverzeichnis	77
7	Publikationen/Danksagung	79
7.1	Publikationen	79
7.1.1	Geplante Publikationen	79
7.2	Vorträge	79
7.2.1	Geplante Vorträge	79
7.3	Danksagung	80
8	Lebenslauf	81

Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
°	Grad
3D	Dreidimensional
a.-p.	Anterior-posterior
ANOVA	Analysis of variance
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
APC	Anterior posterior compression
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
DC	Dynamic Compression
E-FAST	Extended Focused Assessment with Sonography for Trauma
FAST	Focused Assessment with Sonography for Trauma
LC	Lateral compression
Ligg.	Ligamenta
M	Mittelwert
Md	Median
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Newton
SD	Standardabweichung
SEM	Standard error of the mean (Standardfehler)
SLDCP	Symphysis locking dynamic compression plate
VS	Vertical shear
vs.	Versus
z.B.	Zum Beispiel

1 Zusammenfassungen

1.1 Zusammenfassung

Beckenringfrakturen sind mit einer Inzidenz von 23 Fällen pro 100.000 Einwohner pro Jahr und einem Anteil von 2 % bis 8 % aller Frakturen zwar selten, haben jedoch aufgrund des gehäufteten Auftretens bei polytraumatisierten Patienten eine hohe Letalität. Die Typ-61-B1.1-Verletzung der AO-Klassifikation wird auch als „open-book“-Verletzung bezeichnet. Sie entsteht bei einem Zerreißen der Symphyse und der ventralen Ligamente des Iliosakralgelenks, während die dorsalen Bänder intakt bleiben. Dabei kommt es zu einer Rotation um eine kraniokaudale Achse und einem Öffnen der Symphyse wie ein Buch. Nach Diagnosestellung mittels Röntgen oder Computertomographie liegt der therapeutische Goldstandard bisher in der Versorgung mit einer 4- oder 6-Loch-3,5mm-Symphysenplatte. Diese Methode der operativen Stabilisierung ist jedoch mit einer erhöhten Rate an Komplikationen verbunden.

Ziel dieser experimentellen Studie war es, neue minimalinvasive Methoden zur Stabilisierung der Symphyse biomechanisch zu prüfen und mit der klinisch etablierten Plattenosteosynthese zu vergleichen. Dabei wurden drei Versuchsgruppen gebildet. In der ersten wurde eine FiberTape® Cerclage um die Symphyse und den oberen Schambeinast gespannt. In der Versuchsgruppe 2 wurde zusätzlich eine DynaNite® Nitinolklammer kranial der Symphyse eingesetzt. Die Versuchsgruppe 3 wurde durch eine zusätzliche vierbeinige BME Elite™ stabilisiert. In jeder Gruppe durchliefen n=8 synthetische Becken zyklische Belastungen im Zwei- und Einbeinstand. Zu den Zeitpunkten Osteosynthese, 50 N Anfang, 100 N, 400 N und 50 N Ende wurden verschiedene Parameter gemessen. Mit einer Kraftsensorfolie im Symphysenspalt konnte die Kontaktfläche und die Kompressionskraft sowie jeweils deren segmentale Verteilung ausgewertet werden. Mit einem 3D-optischen Messsystem wurden die Bewegungen des Beckens während des Versuchs analysiert.

Die Ergebnisse machten eine erhöhte Mobilität der Plattenosteosynthese deutlich. Dies zeigte sich durch signifikante Änderungen der Kompressionskraft und Kontaktfläche sowohl im Zwei- als auch im Einbeinstand. Die Versuchsgruppe 1 war der Kontrollgruppe vor allem im Einbeinstand unterlegen. Auch in der 3D-optischen Messung war sie deutlich mobiler als die anderen Gruppen. Mit der Kombination einer Nitinolklammer in den Versuchsgruppen 2 und 3 erreichten sie das Niveau der Kontrollgruppe und waren durch geringere Änderungen der Messwerte sowohl in Kontaktfläche und Kompressionskraft überlegen. In der segmentalen

Auswertung zeigten die Versuchsgruppen 2 und 3 außerdem eine verbesserte kaudale Stabilität.

Zusammenfassend stellte die Versuchsgruppe 1 keine ausreichend stabile Versorgungsmethode der „open-book“-Verletzung im Vergleich zur etablierten Plattenosteosynthese dar. Die durch Nitinolklammern ergänzten Versuchsgruppen 2 und 3 zeigten sich äquivalent und teilweise dem Goldstandard überlegen. Das BME Elite™ ergab mit zusätzlicher Rotationsstabilität durch vier statt zwei Beinen die besten Ergebnisse. Insgesamt verspricht die Kombination aus FiberTape® Cerclagen und Nitinolklammern einen neuen Ansatz zur stabileren und minimalinvasiveren Versorgung der „open-book“-Verletzung.

1.2 Summary

Use of FiberTape® cerclages and their combination with nitinol staples to stabilize the symphysis – a biomechanical analysis

Although pelvic ring fractures are rare, with an incidence of 23 cases per 100,000 persons per year and a proportion of 2 % to 8 % of all fractures, they have a high mortality rate due to their frequent occurrence in polytraumatized patients. The type 61-B1.1 injury of the AO classification is also known as an “open-book” injury. In this case, the symphysis and the ventral ligaments of the sacroiliac joint are torn, while the dorsal ligaments remain intact. This leads to a rotation around a craniocaudal axis and opening of the symphysis like a book. After diagnosis by X-ray or computer tomography, the therapeutic gold standard to date has been treatment with a 4- or 6-hole 3.5 mm symphysis plate. However, this method of surgical stabilization is associated with an increased rate of complications.

The aim of this experimental study is to biomechanically test new minimal invasive methods for stabilizing the symphysis and to compare it with the clinically established plate osteosynthesis. Three experimental groups were formed. In the first, a FiberTape® cerclage was placed around the symphysis and the upper branch of the pubic bone. In the second experimental group, a DynaNite® Nitinol Staple was inserted additionally to the cerclage cranially. Experimental group 3 was stabilized by using a four-legged BME Elite™ implant additionally to the cerclage. In each group, n=8 synthetic pelvises underwent cyclic loading in the two-leg and single-leg stance. Various parameters were measured at the moments of osteosynthesis, 50 N start, 100 N, 400 N and 50 N end. A pressure mapping sensor foil in the symphysis gap was used to evaluate the contact area and the force of compression as well as their respective segmental distribution. The movements of the pelvis during the test were analyzed using a 3D optical measuring system.

The results clearly showed increased mobility of the plate osteosynthesis. This was demonstrated by significant changes in the force of compression and contact area in both biomechanical setups. Experimental group 1 was inferior to the control group, particularly in the single-leg stance. It was also significantly more mobile than the other groups in the 3D optical measurement. With the combination of a Nitinol staple in the experimental groups 2 and 3, they were superior in both contact area and force of compression due to smaller changes in the measured values compared to the control group. In the segmental evaluation, the experimental groups 2 and 3 also showed improved caudal stability.

In summary, the experimental group 1 did not represent a sufficiently stable treatment method for the “open-book” injury compared to the established plate osteosynthesis. The experimental groups 2 and 3, supplemented by nitinol staples, proved to be equivalent and partially superior to the gold standard. The BME Elite™ showed the best results with additional rotational stability due to four legs instead of two. Overall, the combination of FiberTape® cerclages and Nitinol staples promises a new approach for a stable and minimally invasive treatment of “open-book” injuries.

2 Einleitung

2.1 Anatomie des Beckens

Das menschliche Becken überträgt das Gewicht des Oberkörpers auf die unteren Extremitäten. Entsprechend ist ein hohes Maß an Stabilität notwendig. Zahlreiche Muskeln und Bänder sind erforderlich und bilden einen Raum für Bauch- und Beckeneingeweide [5]. Das Becken wird aus dem Kreuzbein (Os sacrum) und den beiden Hüftbeinen (Ossa coxae) zu einem knöchernen Ring verbunden. Die Knochen stehen durch zwei Amphiarthrosen und einer Synchondrose miteinander in Kontakt [44]. Die zwei Iliosakralgelenke, die sogenannten *Articulationes sacroiliacae*, verbinden das Os sacrum mit den beiden Ossa coxae. Diese werden durch ausgeprägte Bandstrukturen stabilisiert [73]. Ventral befindet sich die Schambeinfuge, eine Synchondrose, die auch *Symphysis pubica* genannt wird. Sie verbindet die Hüftbeine ventral miteinander, die jeweils aus 3 Knochen bestehen. Das Darmbein (Os ilium), das Schambein (Os pubis) und das Sitzbein (Os ischii) bilden in der Hüftgelenkspfanne (*Acetabulum*) eine knorpelige Wachstumsfuge in Form des Buchstabens „Y“ [5,73]. Im Jugendalter wird diese Wachstumsfuge verschlossen [73].

Die *Symphysis pubica*, ein unechtes Gelenk (*Synarthrose*), verbindet die beiden Ossa pubis ventral miteinander. Dazwischen findet man ein aus Faserknorpel bestehenden *Discus interpubicus* und einen Spalt (*Cavitas symphysialis*), der mit *Synovia* gefüllt ist [5,77]. Der *Discus interpubicus* grenzt mit einem Anteil aus hyalinem Knorpel an die *Facies symphysialis* der Schambeine und wird kranial und kaudal durch die *Ligg. pubica superius et inferius* [77] und zusätzlich ventral und dorsal durch die *Ligg. pubica anterius et posterius* stabilisiert [10]. Die Bewegung des Kreuzbeins gegenüber den Hüftbeinen wird durch kräftige Bänder stark begrenzt. Das ist nötig, um ein Kippen unter der Last des Körpers bei aufrechtem Gang zu verhindern [5,77]. Der dorsale Teil des Beckenrings überträgt zwischen 60 % und 93 % der Kraft von dem Rumpf auf die Beine und ist somit fundamental für die Stabilität [41]. Auch die Symphyse als Synchondrose lässt nur wenig Bewegungsspielraum [5]. Hier wirken bei verschiedenen Belastungen unterschiedliche Kräfte. Im Stand kommt es zu Zugkräften im inferioren Teil und zu Kompressionskräften im superioren Teil der Symphyse. Während des Sitzens wird sie nur komprimiert und beim Gehen, also im Einbeinstand, wirken zusätzlich Scherkräfte [10].

2.2 Beckenfrakturen

2.2.1 Epidemiologie

Mit einer Inzidenz von 23 Fällen pro 100.000 Einwohner pro Jahr und einem Anteil von 2 % bis 8 % aller Frakturen sind Beckenfrakturen verhältnismäßig selten [7,15]. Allerdings sind sie bei polytraumatisierten Patienten gehäuft, da eine hohe Krafteinwirkung nötig ist, um das Becken zu frakturieren [73]. So steigt hier die Inzidenz auf über 25 % bei polytraumatisierten Patienten [15]. Isolierte Beckenringfrakturen weisen eine Sterblichkeit von 0,4 % bis 0,8 % auf. Da sie jedoch oft bei Polytraumapatienten auftreten, erhöht sie sich hier bei instabilen Frakturen auf etwa 8 %. Bei offenen Beckenfrakturen liegt sie bei bis zu 45 % [98]. Diese hohe Letalität wird durch oft auftretende Blutungen und hämorrhagischen Schocks verursacht [91]. 10 % bis 15 % der Patienten erreichen die Notaufnahme bereits im Schockzustand [21].

Aufgrund des demographischen Wandels werden Beckenfrakturen derzeit gehäuft bei älteren Patienten mit Osteoporose beobachtet [100]. Hierbei sind oft geringere Kräfte ausreichend, um zu einer Fraktur zu führen [73]. Beckenfrakturen machen etwa 7 % aller osteoporotisch bedingter Frakturen aus, wobei mehr als doppelt so häufig Frauen davon betroffen sind. Das Durchschnittsalter liegt zwischen 80 und 84 Jahren [12].

2.2.2 Unfallmechanismus

Um eine Beckenringverletzung zu erleiden, ist ein Unfall mit großer Krafteinwirkung nötig. Am häufigsten kommen sie im Straßenverkehr im Rahmen eines Zusammenstoßes vor, oder wenn Fußgänger erfasst werden [23]. Außerdem können auch Unfälle beim Sport oder ein Fall aus großer Höhe zur Fraktur führen [21,49]. Die Beckenringverletzungen lassen sich nach Young und Burgess in vier Unfallmechanismen einteilen. Dabei wird unterschieden in die anterior-posteriore Kompressionsverletzung (Anterior posterior compression, APC), die laterale Kompressionsverletzung (Lateral compression, LC), die vertikale Scherungsverletzung (Vertical shear, VS) und kombinierte Verletzungsformen [2,6,23]. Die anterior-posteriore Kompressionsverletzung ist häufig mit dem Auseinanderweichen der Symphyse assoziiert [89]. Weichteilverletzungen müssen ausgeschlossen werden, da Beckenfrakturen häufig mit neurologischen, vaskulären und viszeralen Schädigungen einhergehen [23].

2.2.3 Klassifikation der Beckenringfrakturen

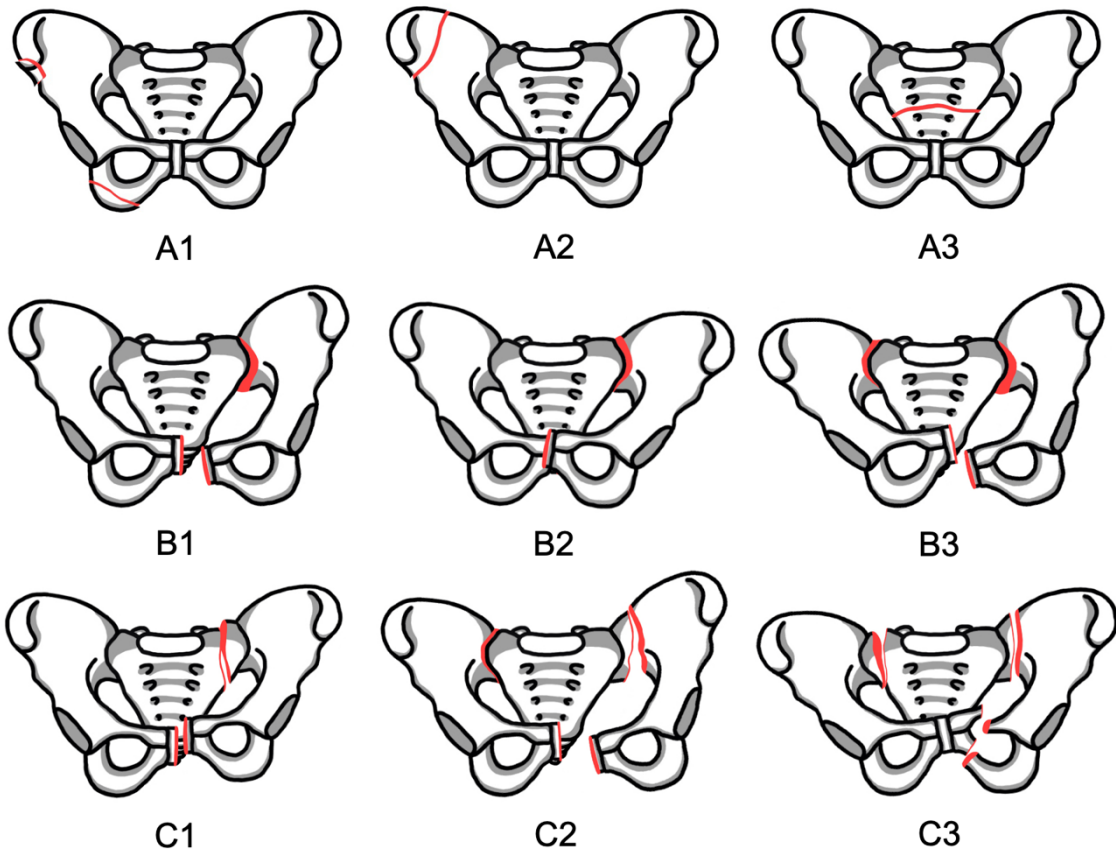
Zur Einteilung der Beckenringfrakturen wird in der Regel die AO-Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen verwendet. Diese bedient sich eines alphanumerischen Codes, um die Frakturmorphologie und Lokalisation einzuordnen [4].

Die Klassifikation orientiert sich am dorsalen Segment des Beckens, da jenes essenziell für die Stabilität ist [44]. Grundsätzlich wird in drei Gruppen A, B und C mit aufsteigender Schwere der Verletzung eingeteilt [4,44]. Frakturen der Klassifikation A werden als stabil beurteilt. Typ B-Frakturen weisen eine rotatorische Instabilität auf, da sowohl ventrale als auch dorsale Teile des Beckenrings betroffen sind. Bei der C-Fraktur fehlt gänzlich die dorsale Stabilität und es kommt zu Verschiebungen der Frakturteile in vertikale und horizontale Richtung [44,73,84,96]. Darüber hinaus wird weiter in drei Gruppen und drei Untergruppen eingeteilt, um die Morphologie der Fraktur zu präzisieren [4]. Im Folgenden ist ein Überblick über die Klassifikation gegeben [28]:

A

Typ A: Stabiler Beckenring, minimale Dislokation, Beckenringfraktur
A1: Abrissfrakturen: Spina iliaca anterior superior, Spina iliaca anterior inferior, Tuber ossis ischii
A2: Darmbeinflügelfraktur ohne oder mit Beckenringbeteiligung, aber ohne Dislokation
A3: transverse Sakrumfrakturen ohne Beckenringbeteiligung , Fraktur Os coccygis
Typ B: Rotationsinstabile Verletzungen des Beckenringes
B1: "Open-book" (Außenrotation)
B2: Laterale Kompressionsverletzung (Innenrotation)
B3: Bilaterale B-Fraktur
Typ C: Rotations- und vertikal instabile Verletzungen des Beckenringes
C1: Unilateral Rotations- und vertikal instabil
C2: Einseitig komplett instabil, Gegenseite inkomplett instabil
C3: Bilaterale Rotations- und vertikale Instabilität

B



*Abbildung 1: Klassifikation der Beckenfrakturen nach AO/OTA
A: modifiziert nach Fritz et al., Beckenchirurgie - Akutversorgung [28]
B: modifiziert nach Baierlein et al., Frakturklassifikationen [6]*

2.2.3.1 „Open-Book“-Verletzung

Die Typ-61-B1.1-Verletzung der AO-Klassifikation wird auch als „open-book“-Verletzung bezeichnet [68]. Sie entsteht durch laterale oder anteroposteriore Kräfte, die zur Außenrotation einer oder beider Beckenhälften führen [8,13]. Es kommt zum Auseinanderweichen der Symphyse (Sprengung) und zum Reißen der ventralen Bänder des Iliosakralgelenks, während die dorsalen Bänder intakt bleiben [13]. Die Beckenhälfte rotiert um eine kraniokaudale Achse, sodass das Iliosakralgelenk als Scharnier fungiert und sich das Becken wie ein Buch öffnet [8,44,48,68]. Es kommt zuerst zum Versagen der Symphyse, dann zur Schädigung des Beckenbodens und der ventralen Bänder des Iliosakralgelenks [68]. Da der vordere Beckenring nur einen geringeren Teil des Körpergewichts trägt, führt eine isolierte Ruptur der Symphyse kaum zur Stabilitätsbeeinträchtigung. Erst bei Schädigung der Bandstrukturen um das Iliosakralgelenk kommt es zum Stabilitätsverlust [41]. Durch häufige begleitende Verletzung der gelenk- und knochennahen Gefäße erhöht sich die Mortalität dieser Symphysensprengungen stark [8]. Eine bei polytraumatisierten Patienten teilweise vernachlässigte Diastase der Symphyse kann zu Komplikationen wie Schmerzen, Längendifferenz der Beine und sexueller Dysfunktion führen [71].

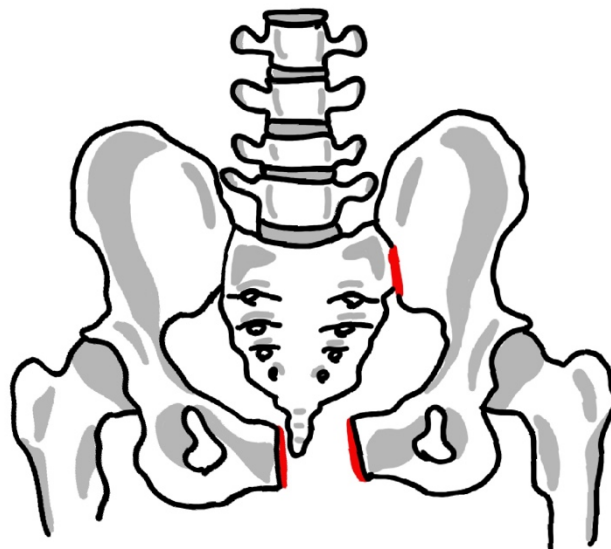


Abbildung 2: „open-book“-Verletzung (modifiziert nach Dr. med. Ulrich Stöckle: Schräg dorsaler Beckenfixateur - Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung [92])

2.2.4 Diagnostik

Die zentrale Aufgabe der Diagnostik ist herauszufinden, ob es sich bei der Verletzung um eine stabile oder instabile Beckenverletzung handelt [38]. Eine erste Einschätzung gewinnt man durch die Anamnese über den Unfallhergang, das Ausmaß der wirkenden Kraft und Angaben des Patienten über bestehende Schmerzen [44,88]. Auch inspektorisch können auffällige Hämatome, Prellmarken und Blutungen hinweisend sein [44].

Durch Druck auf die Beckenkämme mit Kompression und Distraction lassen sich teilweise durch Krepitationen und Instabilität schon Zeichen einer Fraktur nachweisen [44,88]. Ebenso sollten die Hüftgelenke auf ihre Beweglichkeit und die Beinlängendifferenz untersucht werden. Mit Prüfung der Motorik und Sensibilität lassen sich Schädigungen des Plexus lumbosacralis feststellen [22].

Als Bildgebung wird zunächst eine Beckenübersichtsaufnahme in a.-p. Richtung (anterior-posteriore Richtung) veranlasst [88]. Dabei lassen sich vor allem ventrale Teile des Beckenrings gut beurteilen [44]. Sie hat jedoch eine geringe Sensitivität, sodass circa 20 % aller Frakturen hierbei nicht erkannt werden [41]. Zur besseren Beurteilung der dorsalen Segmente des Beckenrings bieten sich die Standardaufnahmen „Inlet“ und „Outlet“ an, welche in der Sagittalebene geschwenkt sind [41,70,88]. Für die Inlet-Aufnahme wird der Strahlengang zur Beckeneingangsebene geneigt, und in die entgegengesetzte Richtung, um die Outlet-Aufnahme zu erhalten [88]. Wie weit gekippt wird, ist jedoch in der Literatur unterschiedlich angegeben [44,54,88]. Auch wenn sie in akuten Situationen weniger verwendet werden, nutzt man sie gerne im Rahmen von Verlaufskontrollen [41] und zum Vergleich, da intraoperativ ebenso die Inlet- und Outlet-Aufnahmen angefertigt werden [22].

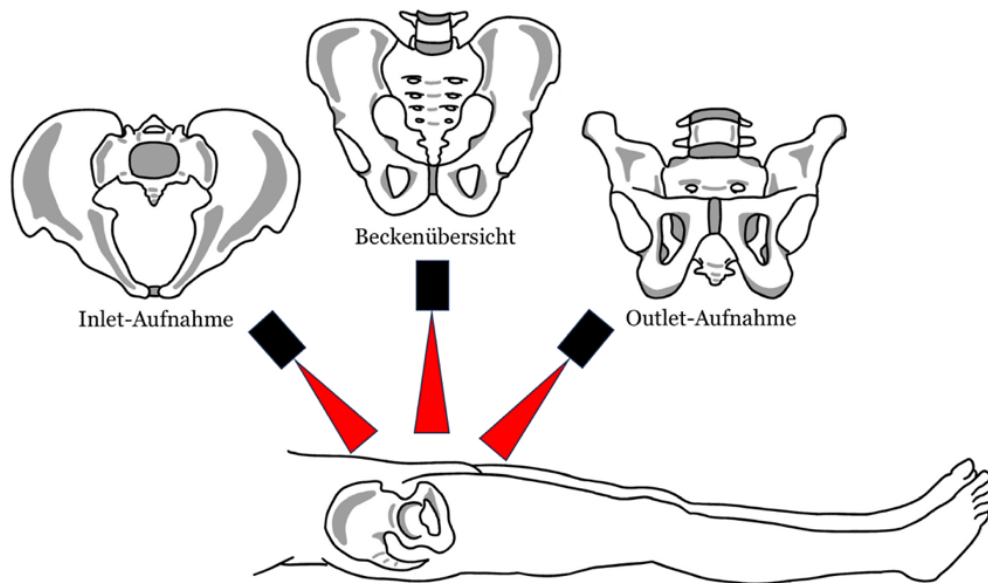


Abbildung 3: Röntgenaufnahmen des Beckens (modifiziert nach Henne-Bruns, Chirurgie [44])

Die Computertomographie (CT) ist das bildgebende Verfahren der Wahl, da es lückenlos die Darstellung aller Knochen ermöglicht und die Beurteilung zusätzlicher Weichteilschäden zulässt [41,88]. So ist es möglich Frakturen zu erkennen, die in der Übersichtsaufnahme verborgen geblieben sind [56]. Die Sensitivität wird dabei in der Literatur mit bis zu 100 % beschrieben [41]. Zur besseren räumlichen Vorstellung lassen sich zudem aus den CT-Daten dreidimensionale Modelle rekonstruieren [41]. Mithilfe einer Angiographie lässt sich im Fall einer arteriellen Blutung schnell der Ursprung lokalisieren und embolisieren [41,49]. Bei Kindern und Frauen wird die Magnetresonanztomographie (MRT) zum Vermeiden der Strahlung benutzt, in Akutsituationen findet sie jedoch keine Verwendung. Indiziert kann es jedoch zur Beurteilung des lumbosakralen Plexus, der Weichteile und iliosakraler Bandstrukturen sein [41].

Darüber hinaus sollte eine Untersuchung des Rektums erfolgen, um Dammzerreißen oder Rektumlazerationen ausschließen zu können [41,88]. Auch bei Hinweisen auf urogenitale Verletzungen sollte weitere Diagnostik erfolgen, da diese in bis zu 50 % der Fälle übersehen werden [41].

Die Sonographie hat bei der reinen Beurteilung der Fraktur keine Bedeutung [41]. Sie kommt jedoch bei dem FAST- oder E-FAST-Screening (Focused Assessment with Sonography for Trauma bzw. Extended Focused Assessment with Sonography for Trauma) zur Beurteilung der Organe und zum Ausschluss einer intraabdominellen Blutung zum Einsatz [41,44,49].

2.2.5 Therapie

Entscheidend ist es, zu Beginn zu evaluieren, ob eine hämodynamische Instabilität vorliegt [22,38,88]. Langfristiges Ziel der Behandlung ist die Stabilität des Beckenrings wiederherzustellen [22,44].

Bei hämodynamischer Instabilität müssen alle Blutungsquellen ausfindig gemacht werden [38]. Zur Stillung pelviner Blutungen (meist aus präsakralen Venenplexus [13,88]) kann ein Beckengurt, ein Fixateur Externe oder eine Beckenzwinge eingesetzt werden. Sie komprimieren die Frakturzone, verringern so die offene Frakturfläche und reduzieren dadurch die Blutung [22,73,88]. Auch wird hierdurch das Volumen innerhalb des Beckens herabgesetzt, was sich positiv auf den Rückgang der Blutung auswirkt [88]. Des Weiteren sollte bei hämodynamisch instabilen Patienten das sogenannte „pelvic packing“ zur Blutstillung eingesetzt werden [28]. Einige Fälle arterieller Blutungen benötigen zudem eine interventionelle Embolisation [22,38]. Erst sekundär, meist nach einigen Tagen der Stabilisation, wird die Fraktur weiter operativ versorgt [14,73,88].

Beckenfrakturen hämodynamischer Stabilität müssen oft nicht notoperiert werden [22]. Frakturen mit stabilem Beckenring wie die Typ-A-Verletzung werden in den meisten Fällen konservativ behandelt [22,44,73]. Lediglich bei starker Dislokation und Gefährdung von Weichteilen wird die Indikation zur Operation gestellt [13,22,44].

Typ-B-Verletzungen mit partieller Instabilität können auch konservativ behandelt werden, jedoch nur, wenn diese nicht zunehmend dislozieren und keine zu großen Schmerzen bereiten [22]. In diesen Fällen und bei einem Auseinanderweichen der Symphyse von 3 cm oder mehr ist eine operative Versorgung mittels einer 4 oder 6-Loch-3,5mm-Symphysenplatte indiziert [22,73]. Bei der Typ-B-Verletzung wird also ausschließlich der ventrale Anteil des Beckenrings osteosynthetisch versorgt [25,44,68,73]. Bei zusätzlich vertikaler Instabilität kann eine Versorgung mit einer anterioren und einer superioren Platte indiziert sein [78]. Im Fall einer Typ-C-Verletzung ist grundsätzlich eine operative Stabilisierung indiziert [22]. Zusätzlich zur ventralen Versorgung wie bei Typ B wird hierbei auch das dorsale Becken stabilisiert [25,44,73].

2.2.5.1 Operation der „Open-Book“-Verletzung

Standardversorgung bei einer Symphysensprengung ist die Fixation mittels Plattenosteosynthese [29]. Es wird ein sogenannter Pfannenstiel-Schnitt als Zugang verwendet [11]. Dies ist ein 7 bis 10 cm langer horizontaler Schnitt, welcher einen Zentimeter oberhalb der Tubercula pubica durchgeführt wird, ohne nach lateral die Tubercula zu überschreiten. Nach Darstellung der Rektusscheide wird die Linea alba vertikal inzidiert, um die Bäuche des Musculus rectus abdominis nach lateral zu schieben. Um die Harnblase nicht zu gefährden, wird mit dem Finger stumpf in den retrosymphysären Raum präpariert. Nun wird die Repositionszange im Os ischii oder wenn dies nicht ausreicht, im Foramen obturatum platziert. Um eine suffiziente Reposition zu garantieren, kontrolliert man das Ergebnis röntgenologisch unter dem Bildwandler.

Nun wird die Osteosynthese mittels einer Platte durchgeführt (siehe *Abbildung 4*). Um die perfekte Position der Schrauben zu gewährleisten, wird die Platte hinter dem Ansatz des Musculus rectus abdominis angebracht. Der Symphysenspalt lässt sich mit Hilfe eines Kirschner-Drahtes ausfindig machen, um die Mitte zu bestimmen. Nach Einbringen der Schrauben wird die Osteosynthese erneut röntgenologisch überprüft und die Wunde verschlossen [45,72,79].

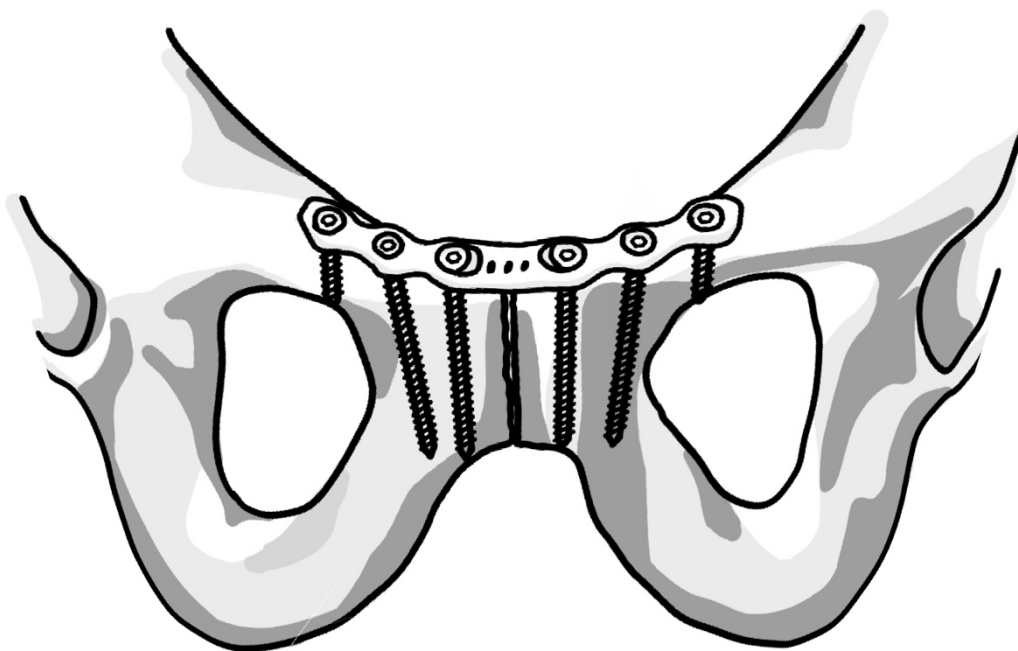


Abbildung 4: Plattenosteosynthese der Symphyse (modifiziert nach Tim Pohlemann, Axel Gänsslen: Die Operation der Symphysensprengung [79])

2.2.5.2 Komplikationen

Die wohl häufigsten Komplikationen sind Implantatversagen und Infektionen [51]. In diesen Fällen kann eine Implantatentfernung notwendig sein [34]. In einer Studie von Raman et al. wurden Implantatversagen mit einer Häufigkeit von 5,7 % beobachtet [82]. Dabei können sich Platte und Schrauben lockern, und in einigen Fällen konnte beispielsweise das Einwandern dieser in die Harnblase beobachtet werden [27,28,78,106]. Auch ein Bruch des Implantats ist möglich [28]. Eine Studie von Morris et al. zeigte allerdings, dass ein spätes radiologisch gesichertes Implantatversagen oft nicht von klinischer Bedeutung ist [69]. Im Rahmen des operativen Eingriffs über den Pfannenstiel-Schnitt kann es außerdem zur Verletzung angrenzender Strukturen kommen. Dazu zählen die Harnblase, die Femoralgefäße und der Samenstrang. Bei der retrosymphysären Präparation kann es zur Läsion der Prostata und Urethra kommen [67]. Der Pfannenstiel-Schnitt selbst kann Bauchwand-Herniationen begünstigen [24] und im Rahmen eines sogenannten Pfannenstiel-Syndroms der Auslöser chronischer Schmerzen sein [24,59]. Als weitere Komplikationen können Hämatome und heterotope Ossifikationen auftreten [51].

2.3 Ligamentäre Heilung

Neben Frakturen des Beckens sind Verletzungen des Bandapparates häufig. Insbesondere bei der sogenannten „open-book“-Verletzung führt die Zerreißung mehrerer Ligamente zum Aufklappen des Beckens [22,48]. Nach der Ruptur von ligamentären Verbindungen werden mehrere Phasen der Heilung durchlaufen. Die Heilung ähnelt in vielerlei Hinsicht der Wundheilung [46]. Nach der Einblutung in das verletzte Gebiet [103,104] kommt es zu Entzündungsreaktionen, Proliferationen und Prozessen des Umbaus [19,55,103]. Hierbei spielen Zytokine eine zentrale Rolle, jedoch unterscheiden sie sich in den unterschiedlichen Phasen deutlich. Während zu Beginn eher proinflammatorische Zytokine zu finden sind, dominieren in späteren Phasen eher antiinflammatorische [55].

Nach der Ruptur kommt es zunächst zur Aktivierung der Gerinnungskaskade und zur Bildung eines Gerinnsels an der Stelle des gerissenen Ligaments [46,104]. Es wandern inflammatorische Zellen und Monozyten ein, welche abgestorbene Teile des Gewebes entfernen [104]. In der Entzündungsphase werden Fibroblasten angelockt. Diese beginnen Teile der extrazellulären Matrix zu produzieren [19,46], z.B. eine unreife Form der Kollagenfasern [104]. Insgesamt wird ein deutlich höherer Anteil des Typ III Kollagens gebildet als in gesunden Ligamenten [46,103].

Mit der proliferativen Phase kommt es verstärkt zur Angiogenese und die extrazelluläre Matrix weitet sich weiter aus [55,104]. Das Ligament beginnt wieder dem ursprünglichen Band zu ähneln [104] und kann wieder mit moderater Kraft belastet werden [46]. Die Zahl der Zellen ist erhöht, wird jedoch in der folgenden Phase des Umbaus wieder zugunsten der Fasern reduziert [55].

Kollagenfasern und die für die Sehnen und Bänder charakteristischen Flügelzellen [60] ordnen sich in der Umbauphase in Richtung der Beanspruchung an. Gleichzeitig wird das Kollagen Typ III durch mehr Kollagenfasertyp I ersetzt, welches deutlich zugfester ist [46,55,104]. Wie die Zellzahl verringert sich sowohl die Zahl der Blutgefäße als auch der Wassergehalt wieder [55]. Diese letzte Phase kann Monate bis Jahre andauern [46,104]. Das neu gebildete Ligament erreicht jedoch nicht die Eigenschaften des ursprünglichen Bands [55].

2.4 Knochenheilung

Nach konservativer oder operativer Versorgung beginnt der Knochen mit der Frakturheilung. Zweck dieser Heilung ist die Wiederherstellung der Funktion des Knochens, um Kräfte des Bewegungsapparates zu übertragen [101]. Ziel ist außerdem die Länge und Achse des Knochens und die Beweglichkeit der Gelenke zu erhalten [3]. Im Wachstumsalter verläuft die Heilung wesentlich besser, sodass hier konservative Behandlungsmethoden im Vordergrund stehen [88]. Man unterscheidet die primäre von der sekundären Knochenheilung. Für die primäre Heilung ist ein sehr stabiler Verbund der Fragmente notwendig, wodurch es zur direkten Frakturheilung ohne Kallusbildung kommt [73,101]. Die eher physiologische sekundäre Frakturheilung kommt bei weniger stabilen Versorgungen mit Mikrobewegungen im Frakturspalt zu tragen [73,101].

Primäre Frakturheilung

Die direkte oder primäre Frakturheilung kommt bei natürlichen Heilungsprozessen normalerweise nicht vor [63]. Sie ist durch eine sehr stabile Fixation meist mittels interner Osteosynthese zu erreichen [63,101]. Stehen die Fraktarenden direkt in Kontakt und sind gut durchblutet, kommt es zur sogenannten Kontaktheilung ohne Kallusbildung [44]. Dafür darf der Abstand der Fragmente nicht mehr als 0,01 mm betragen [63]. Sind diese Voraussetzungen erfüllt, wandern Havers-Systeme der einen Seite des Frakturspalts in das gegenüberliegende Knochenende ein und verbinden so die Fraktur [44,88].

Befindet sich zwischen den Frakturrenden trotz stabiler Fixation ein gewisser Abstand kommt es zur sogenannten Spalthheilung [73]. Hier entsteht im Knochenspalt primär Lamellenknochen senkrecht zur Knochenachse und wird erst in einem zweiten Schritt umgebaut [63,95].

Sekundäre Frakturheilung

Die sekundäre oder indirekte Frakturheilung kommt vor allem bei konservativer Behandlung oder bei Versorgung mittels Fixateur externe vor, welche mit Mikrobewegungen einhergehen [88,101]. Diese Form heilt nicht langsamer als die direkte Frakturheilung [88]. An dem Heilungsprozess sind verschiedene Interleukine, Wachstumsfaktoren und Matrixproteine beteiligt [73]. Es werden vier Phasen voneinander unterschieden [44,73,88]. Die Ausbildung eines Frakturhämatoms leitet die Entzündungsphase ein, in der Stammzellen zu finden sind, welche sich zu Osteoblasten differenzieren [44,88]. Nach drei bis acht Wochen wird in der Granulationsphase durch Wachstumsfaktoren Granulationsgewebe gebildet. Von den Frakturrenden her wächst der weiche Kallus, welcher in der darauffolgenden Phase der Kallushärtung gefestigt wird. Von der sechsten Woche bis zum vierten Monat nach der Verletzung wird hier der weiche Kallus mineralisiert und Geflechtknochen gebildet. In der bis zu zwei Jahre dauernden Remodelingphase wird der Geflechtknochen zu Lamellenknochen mit Havers- und Volkmann-Kanälen umgebaut [88].

2.5 Ziel der Arbeit und Fragestellung

Ziel dieser Arbeit war die biomechanische Analyse von neuen minimalinvasiven Versorgungsstrategien der Typ-61-B1.1 „open-book“-Verletzung und deren Vergleich mit der bisher als Goldstandard geltenden Plattenosteosynthese. Untersucht wurden drei neue Ansätze der Osteosynthese gegenüber einer etablierten Kontrollgruppe im Zwei- und Einbeinstand. Als neuer Ansatz erfolgte die Stabilisierung mittels FiberTape® Cerclagesystemen und der Kombination mit einer zwei- oder vierbeinigen Nitinolklammer, welche normalerweise in der Fußchirurgie ihre Anwendung finden. Ausgewertet wurden dabei die Kompressionskraft, Kontaktfläche und deren segmentale Verteilung im Symphysenspalt, sowie die dreidimensionale Verschiebung der Symphyse im Raum. Für die Studie ergaben sich folgende Hypothesen:

Nullhypothese:

Die Versorgung mittels FiberTape® Cerclage bzw. die Kombination mit einer zweibeinigen oder vierbeinigen Nitinolklammer ist der Versorgung mit einer 3,5 mm Symphysenplatte nicht überlegen.

Alternativhypothese 1:

Die Versorgung mittels FiberTape® Cerclage ist der Versorgung mit einer 3,5 mm Symphysenplatte überlegen.

Alternativhypothese 2:

Die kombinierte Versorgung mittels FiberTape® Cerclage und zweibeiniger Nitinolklammer ist der Versorgung mit einer 3,5 mm Symphysenplatte überlegen.

Alternativhypothese 3:

Die kombinierte Versorgung mittels FiberTape® Cerclage und vierbeiniger Nitinolklammer ist der Versorgung mit einer 3,5 mm Symphysenplatte überlegen.

3 Material und Methodik

3.1 Material

3.1.1 Beckenmodelle

Die Versuche wurden mithilfe synthetischer Becken (Typ 4060 Synbone® Zizers, Graubünden, Schweiz) durchgeführt. Diese bestehen aus Polyurethranschaum zusammengesetzt aus einem spongiösen Kern und einer härteren äußeren Schale (siehe *Abbildung 5 B*). Dies ähnelt dem Aufbau des menschlichen Beckens bestehend aus Spongiosa und Kortikalis. Die Maße der Becken betragen 305 mm in der Weite und 160 mm in der Höhe. Alle Becken wurden aus einer Produktions-Charge entnommen. Jeder Gruppe wurden acht Becken zugeordnet.



Abbildung 5:

A: Übersicht Synthetisches Becken Typ 4060(Synbone®, Zizers, Graubünden, Schweiz)

B: Querschnitt Synthetisches Becken Typ 4060(Synbone®, Zizers, Graubünden, Schweiz)

3.1.2 Osteosynthesematerial

3.1.2.1 3,5 mm Symphysenplatte (SLDCP, DePuy Synthes®)

Für die Kontrollgruppe wurde eine wie in vorangegangenen Studien [78,93] um 10° vorgebogene anatomisch angepasste 6-Loch-3,5mm-Symphysenplatte (symphysis locking dynamic compression plate, SLDCP, DePuy Synthes®, Oberdorf, Schweiz) b) eingesetzt (siehe *Abbildung 6*). Hierbei wurden die zwei ovalen medialen Löcher mit Kortikalisschrauben e) für den dynamischen Kompressionseffekt (DC-Effekt) besetzt. Die vier lateralen Löcher wurden mit winkelstabilen Schrauben besetzt. Die zwei medialen winkelstabilen Löcher wurden mit 3,5 mm winkelstabilen Schrauben der Länge 50 mm d) besetzt, die zwei lateralen Löcher mit 3,5 mm winkelstabilen Schrauben der Länge 26 mm c). Um den korrekten Winkel zu erreichen, wurde die passende Bohrhülse a) für die Bohrung genutzt.

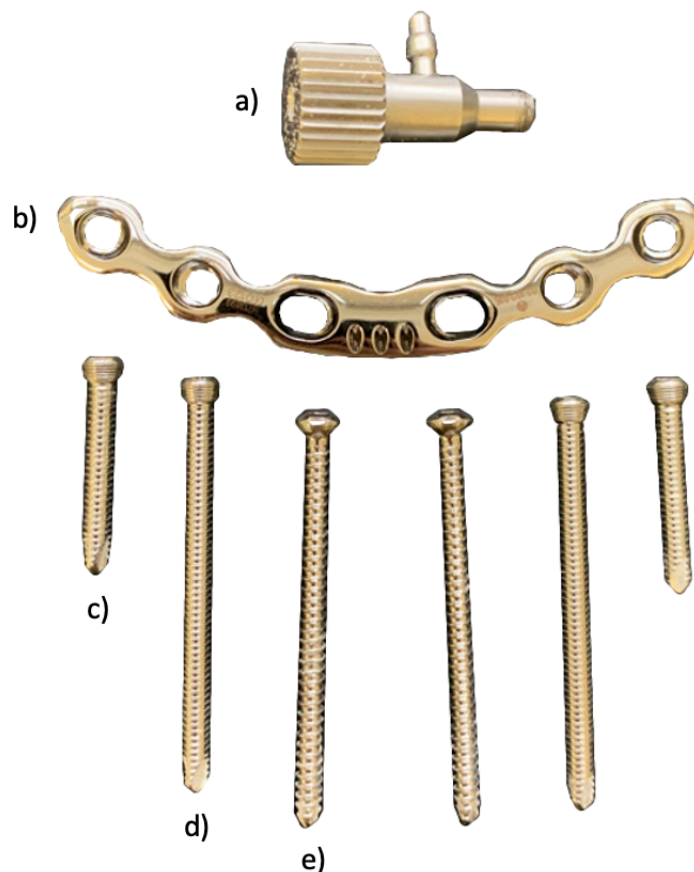
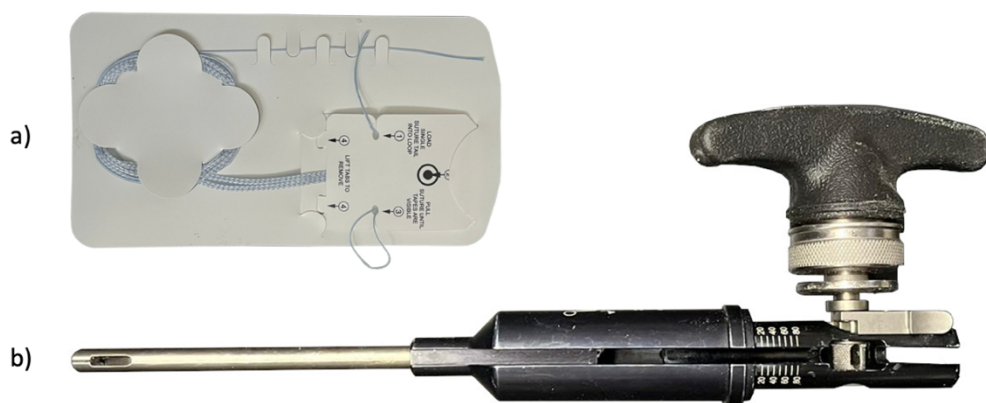


Abbildung 6: DePuy Synthes® 3,5 mm Symphysenplatte mit a) Bohrhülse, b) Symphysenplatte, c) winkelstabile Schrauben der Länge 26 mm, d) winkelstabilen Schrauben der Länge 50 mm, e) Kortikalisschrauben der Länge 50 mm

3.1.2.2 FiberTape® Cerclage System (Arthrex®)

Das FiberTape® Cerclage System (Arthrex® Naples, Florida, USA) (siehe *Abbildung 7*) ist ein aus Polyethylen und Polyestermaterialien gemischter Faden a), der zur Stabilisierung von Frakturen im Bereich der Röhrenknochen und für Sternotomien entwickelt wurde [107]. Der flach geflochtene Faden wird im Rahmen der Anlage als Cerclage System mit einem Tensiometer implantiert. Nachdem das FiberTape® in seine gewünschte Position gebracht wurde, lässt er sich mit dem Tensiometer b) auf bis zu 80 Pfund Kraft spannen und anschließend verknoten.



*Abbildung 7: Arthrex® FiberTape® Cerclage System
mit a) FiberTape-Cerclage (bereits in Faden-Shuttle eingebracht) und b) Tensiometer*

3.1.2.3 Zweibeinige Nitinolklammer (DynaNite® Nitinolklammer (Arthrex®))

Das DynaNite® Nitinolklammer System (Arthrex® Naples, Florida, USA) (siehe *Abbildung 8*) wird für Arthrodesen und Osteotomien am Fuß eingesetzt und besteht aus einer Nickel-Titan-Legierung (Nitinol) [83,108]. Die Nitinolklammern f) werden bereits in der Applikationshilfe e) eingespannt geliefert und sind in verschiedenen Größen verfügbar. Die Abmessungen der verwendeten Implantate (AR-8719-2020) betragen 20 mm mal 20 mm. Bei gewünschter Neupositionierung lassen sie sich erneut spannen und neu verwenden. Für die Anwendung werden mit einer Bohrhülse c) zwei Löcher mit dem Bohrer b) angefertigt und bei Bedarf Fixierstäbe d) zur Stabilisierung der Bohrhülse eingebracht. In die Löcher wird die Nitinolklammer mit der Applikationshilfe eingesetzt, die Klammer entspannt und die Applikationshilfe entfernt. Mit dem Stößel a) wird die Klammer anschließend eingeschlagen. Dadurch folgt eine Kompression durch die Nitinolklammer [109].

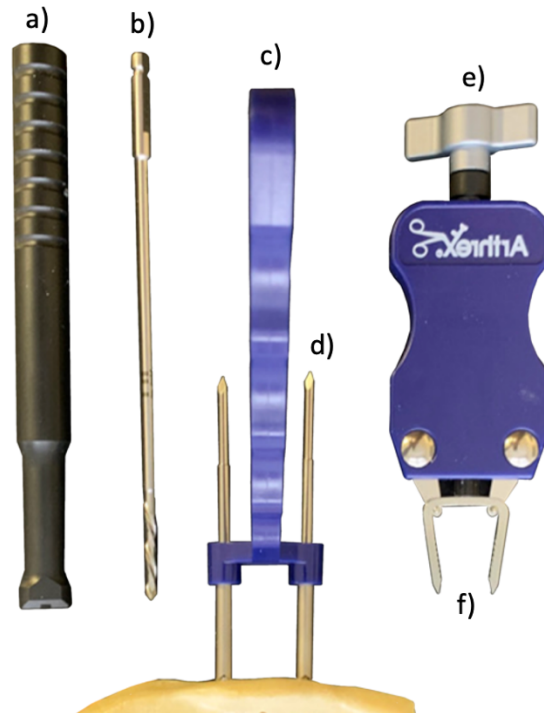


Abbildung 8: DynaNite® Nitinolklammer

mit a) Stößel, b) Bohrer, c) Bohrhülse, d) Fixierstab, e) Applikationshilfe und
f) Nitinolklammer

3.1.2.4 Vierbeinige Nitinolklammer (BME ELITE™ Kontinuierliches Kompressionsimplantat (DePuy Synthes®))

Die ebenso aus der Nickel-Titan-Legierung Nitinol bestehenden BME Elite™ Kontinuierliche Kompressionsimplantate (DePuy Synthes®, Oberdorf, Schweiz) (siehe *Abbildung 9*) werden hauptsächlich für Verletzungen an Hand und Fuß sowie deren Gelenke, nach Osteotomien der proximalen Tibiametaphyse und bei Fixation kleinerer Knochenfragmente verwendet [110]. Das zu 50 % aus Nickel und zu 50 % aus Titan bestehende Metall hat keine bekannten geno- und zytotoxischen oder allergischen Wirkungen und gehört zu den Metallen mit Formgedächtnis. Bei Körpertemperatur kehren jene Metalle nach Belastung wieder in ihre ursprüngliche Form zurück [86]. Die verwendeten Implantate (EL-3020S4) bestehen aus vier Beinen mit Widerhaken, wodurch eine Rotationsstabilität erreicht wird [97,111]. Die Beine haben eine Länge von 20 mm. Die Brücke, welche die Beine miteinander verbindet, hat eine Länge von 30 mm. Die bereits in der Applikationshilfe e) geladenen Implantate f) werden mit Bohrhülse c) und Stößel a) implantiert, um das Einbringen zu erleichtern [111]. Nachdem Löcher mithilfe des passenden Bohrers b) angefertigt wurden, kann die Bohrhülse mit Fixierstäben d) stabilisiert werden. Ziele des BME Elite™ beim Heilungsprozess sind die kontinuierliche Kompression des Knochens und die Rotationsstabilität zu garantieren.

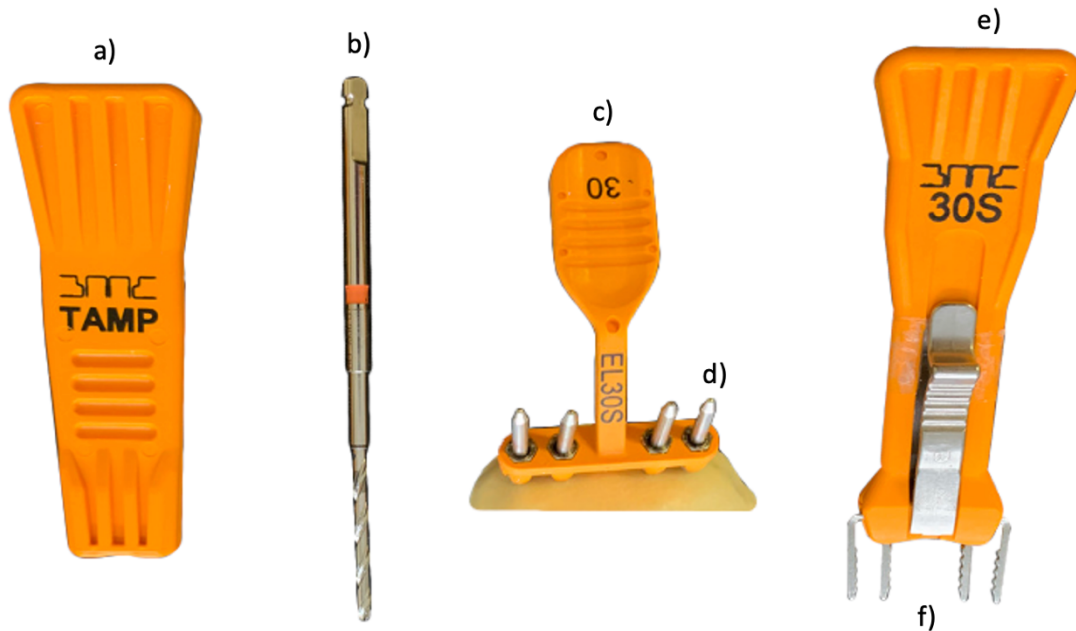


Abbildung 9: BME Elite™ Kontinuierliches Kompressionsimplantatsystem mit a) Stößel, b) Bohrer, c) Bohrhülse, d) Fixierstab, e) Applikationshilfe und f) Nitinolklammer

3.1.3 Universal-Prüfmaschine

Die Prüfmaschine ElectroPuls E10000 (Instron®, Norwood, Massachusetts, Vereinigte Staaten) verwendeten wir zur gezielten Belastung unserer Versuchsbecken. Sie wird durch einen elektrischen Motor angetrieben und kann hierdurch Kräfte von bis zu 10 000 N (Newton) aufbringen. Gesteuert wird sie über eine Console und dem Programm Wavematrix™ (Instron®, Norwood, Massachusetts, Vereinigte Staaten) auf einem zugehörigen Computer. Vor Start wurden für die zyklischen Belastungen eine Prüfmethode erstellt. So konnten bei jedem Versuch erneut die gleichen Bedingungen garantiert werden [112].

3.1.4 Kraftsensorfolien

Um die wirkenden Kräfte und Kontaktflächen im Symphysenspalt erfassen zu können, wurden Kraftsensorfolien eingesetzt. Wie in vorangegangenen Studien wurde das I-Scan™ System (Tekscan Inc., South Boston, Massachusetts, USA) verwendet [31,32]. Das System besteht aus der Sensorfolie, welche im Symphysenspalt eingebracht wurde, dem daran angeschlossenen Datenerfassungsgerät Evolution™ Handle (Tekscan Inc., South Boston, Massachusetts, Vereinigte Staaten) und die auf einem Windows betriebenen Computer installierte I-Scan™ Software (Tekscan Inc., South Boston, Massachusetts, Vereinigte Staaten) [113].

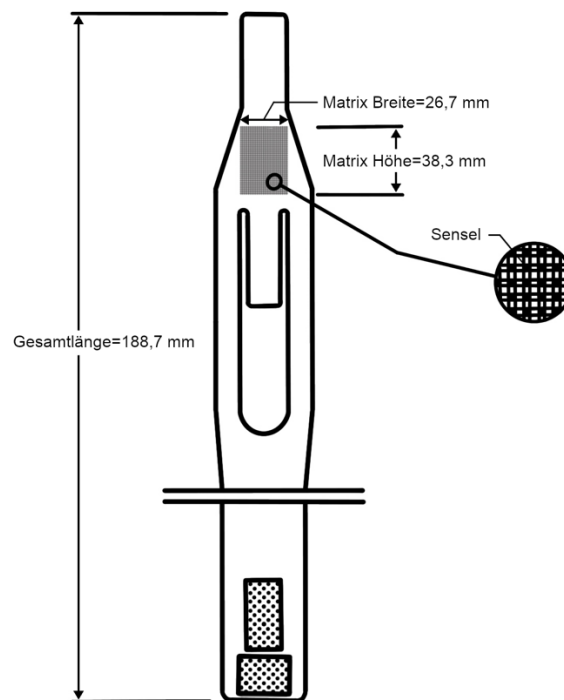


Abbildung 10: Tekscan Pressure Mapping Sensor 5033 [114]

Als Kraftsensorfolie kam der Typ 5033 zum Einsatz, welcher sich sehr gut zur Messung im Symphysenspalt eignet. Die Abmessungen des datenerfassenden Bereichs sind 38,4 mm auf 26,7 mm bei einer Sensordicke von 0,102 mm [114]. Die Widerstände, welche bei Druck auf die Folie entstehen, können als Rohdaten in Parameter wie Kraft und Kontaktfläche umgewandelt werden [102]. Mithilfe der Software I-Scan™ (Tekscan Inc., South Boston, Massachusetts, USA) lassen sich die Parameter während des Versuchs in Echtzeit anzeigen. Sie können zusätzlich abgespeichert und im Nachhinein ausgewertet werden.

3.1.5 3D-optisches Messsystem

Um die dreidimensionalen Bewegungen des Beckens messen zu können, wurde ein 3D-optisches Messsystem eingesetzt. Hierbei wurden optische Marker, vier high-speed Infrarot Kameras und die zugehörige Verarbeitungssoftware Motive (OptiTrack®, Corvallis, Oregon, USA) verwendet.

Die verwendeten Kameras Prime 13® (OptiTrack®, Corvallis, Oregon, USA) zeichnen mit einer Auflösung von 1280 x 1080 bei einer Rate von 240 Bildern pro Sekunde auf. Die Abstände der dabei aufgenommenen optischen Reflexionsmarker werden dabei mit einer Genauigkeit von 0,2 mm gemessen. Die Marker wurden am vorderen und hinteren Beckenring wie auf *Abbildung 23* befestigt. Dabei wurden je vier um den Symphysenspalt und vier am Iliosakralgelenk angebracht. Anhand der Aufnahme eines Versuchs ließen sich im Nachhinein verschiedene Abstände sowie Winkel der Marker zueinander bestimmen [115].

3.1.6 Materialien zur Versuchsvorbereitung

- Skalpell
- Akkubohrer
- Doppelseitiges Klebeband (Tesa®, Beiersdorf, Hamburg).
- Repositionszange
- Repositionsschablone
- 2,5 Torx Schraubendreher

3.1.7 Materialien Beckeninstallation

- Belastungskopf eingespannt in die Prüfmaschine
- Sakrumaufsatz aus Technovit 3040 (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) als Gegenstück zum Belastungskopf
- zwei Duokopfprothesen mit Technovit in Plexiglasplatten eingelassen
- Plexiglasplatte als Untergrund
- Einbeinstandmodell mit genormten Seilen als Muskelsimulation

3.2 Methodik

3.2.1 Versuchsvorbereitung

Um eine „open-book“-Verletzung zu simulieren, wurde zunächst der aus Schaumstoff bestehende Discus interpubicus sowie Kleberückstände an den Beckenmodellen mit einem Skalpell entfernt. Die Beckenhälften ließen sich händisch auseinanderziehen und so auf eine Instabilität überprüfen. Nun wurden für die Symphyse zwei Stücke doppelseitiges Klebeband einer Länge von 5 cm zurechtgeschnitten, bei welchen eine Seite mit Folie bedeckt gelassen wurde. Die nicht klebenden Seiten wurden aufeinandergelegt, das Klebeband in den Symphysenspalt eingebracht und von außen komprimiert, sodass beide Streifen nach außen an dem Polyurethranschaum der Ossa pubica klebten. In den inneren, nichtklebenden Spalt ließen sich für die Versuche die Tekscan Kraftsensorfolien einbringen, ohne dass Kanten oder Unebenheiten des Polyurethranschaums die Messungen beeinflussten. Um während der Versorgungen einheitliche Repositionen zu gewährleisten, wurden an allen Becken mittels einer Schablone am lateralen Rand des Ramus inferior ossis pubis Punkte für die Repositionszange markiert.

Für das OptiTrack® Motion Capture System wurde an allen Becken acht Reflexionsmarker angebracht. Hierzu wurde jeweils ein Marker auf dem rechten und linken Tuberculum pubicum und jeweils ein Marker auf den Rami inferiores ossis pubis platziert. Zu einem Quadrat angeordnet wurden zwei Marker auf die Pars lateralis des Os sacrum und zwei auf der Fossa iliaca platziert, sodass Verschiebungen im Iliosakralgelenk aufgezeichnet werden konnten.

Mittels Zweikomponenten Kunststoff Technovit 3040 (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) wurde ein Aufsatz modelliert, welcher auf das Os sacrum der Becken aufgesetzt werden konnte. Auf der Rückseite wurde eine passende Pfanne für den Druckstempel der Prüfmaschine modelliert. So ließ sich die Kraft in allen Raumebenen frei auf die Beckenmodelle übertragen, ohne dass das Becken unter Belastung ausweichen würde.

3.2.2 Kalibrierung

Die Sensorfolie Typ 5033 wurde mithilfe der Software I-Scan™ zunächst equilibriert und anschließend kalibriert. Die Equilibrierung ist vor den Versuchen notwendig, da die einzelnen Sensorelemente nicht identisch reagieren [62]. Mithilfe der Equilibrierung werden die Sensorzellen auf die Druckbelastung angepasst und Schwankungen der Sensorelemente ausgeglichen [116]. Danach erfolgte die Kalibrierung zur Definition der wirkenden Kraft. Mithilfe der Kalibrierung kann das Programm aus digitalen Daten tatsächliche Einheiten berechnen [117]. Wir verwendeten zwei glatte Plexiglasplatten und einen Stapel Papier, welcher die Größe des messenden Bereichs der Folie nicht überschreiten durfte. Der Stapel wurde auf die Messfläche gelegt und gemeinsam zwischen die Plexiglasplatten platziert. So konnte garantiert werden, dass lediglich die Matrix des Sensors belastet wurde. Mittig unter dem Belastungsstempel platziert, wurde die Matrix mit vorgegebenen Drücken gleichmäßig belastet. Dadurch konnte eine Punkt-Kalibrierung der Kraftsensorfolien durchgeführt werden. Dieser Vorgang wurde für jede Folie einzeln wiederholt.

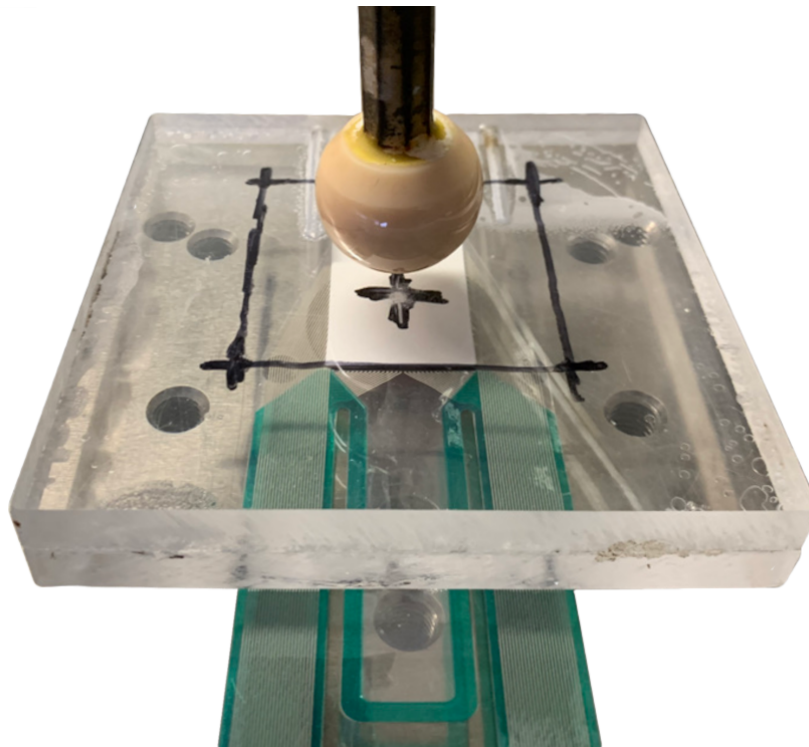


Abbildung 11: Kalibrierung der Kraftsensorfolie Typ 5033

Auch für das OptiTrack® 3D Motion Capture System war eine Kalibrierung erforderlich. Benötigt wurde ein Kalibrierstab, auf welchem drei Reflexionsmarker mit definiertem Abstand befestigt waren. Nach Start der Kalibrierungsaufnahme im Programm Motive, wurde der Stab durch den gesamten Raum der Aufnahme geschwenkt. Dadurch sammelten die Kameras sogenannte Samples in den unterschiedlichsten Ausrichtungen im Raum. War die Anzahl der Samples hoch genug, wurde der Vorgang beendet und die Ausrichtungen und Positionen der Kameras konnten berechnet werden. So konnte das Programm aus den zweidimensionalen Aufnahmen der einzelnen Kameras einen dreidimensionalen Raum erstellen. Zum Abschluss musste zusätzlich die Grundfläche mithilfe eines Kalibrierungsquadrat definiert werden. Sobald die Kameras bewegt oder die Einstellungen geändert wurden, musste eine erneute Kalibrierung erfolgen [118].

3.2.3 Operative Stabilisierung

3.2.3.1 Kontrollgruppe

Zunächst wurde der Tekscan Sensor Typ 5033 in den Symphysenspalt platziert, um auch während der Reposition den Druck bestimmen zu können. Die Repositionszange wurde handfest angezogen, um die intraoperativen Gegebenheiten zu simulieren. Die 3,5 mm Symphysenplatte (DePuy Synthes®), deren Form der Symphysis pubis angepasst ist, wurde angelegt und mit einer weiteren Zange fixiert. Mit einem Bohrer wurden am lateralen Rand der DC-Effekt-Löcher vorgebohrt und die Kortikalisschrauben schrittweise eingedreht. Durch den DC-Effekt wirkt auf die Symphyse beim Anziehen der Schrauben eine starke Kompression, welche mittels Echtzeitanzeige in der I-Scan™ Software erkennbar wurde. Für die lateralen winkelstabilen Schrauben wurde zuerst die Bohrhülse in das Gewinde der Platte eingedreht und dann mittels 2,8 mm Bohrer vorgebohrt. Die starke Kompression durch die Kortikalisschrauben mit DC-Effekt verringerte sich nach dem Positionieren der winkelstabilen Schrauben. Insgesamt war darauf zu achten, dass alle Schrauben innerhalb des Knochens zum Liegen kamen und ventral sowie dorsal keine Austrittspunkte aus der Kortikalis vorhanden waren. Dies wurde röntgenologisch kontrolliert (Siehe *Abbildung 12*).

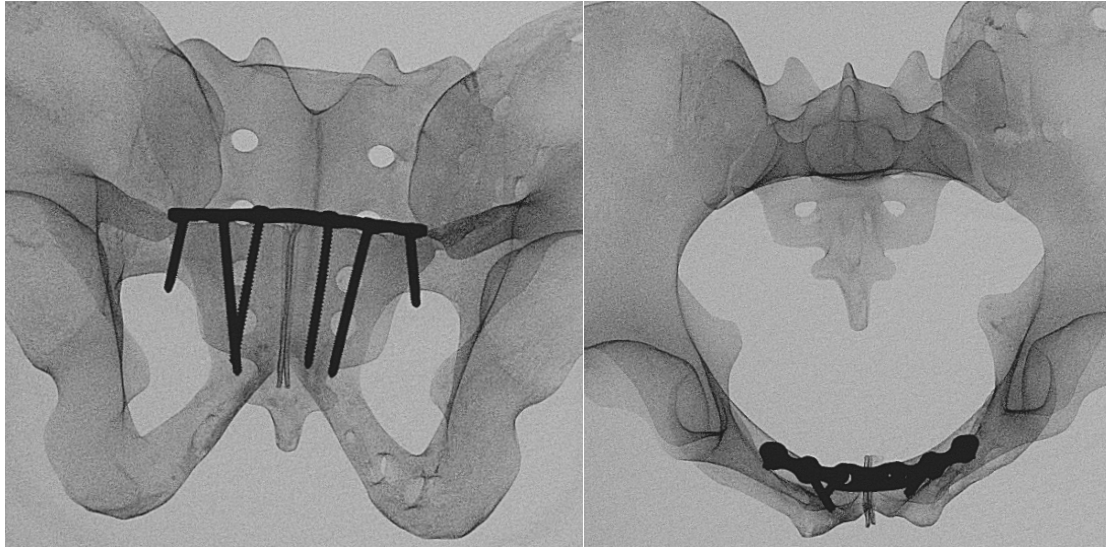


Abbildung 12: Röntgenkontrolle der Plattenosteosynthese in zwei Ebenen

3.2.3.2 Versuchsgruppe 1

Äquivalent zur Kontrollgruppe, wurde die Sensorfolie in der Symphyse platziert und die Repositionszange angezogen. Danach konnte das FiberTape® (Arthrex®) wie auf der *Abbildung 13* gezeigt überkreuzt um die Symphyse gewickelt werden. Die zwei Fäden waren zunächst noch zu einem Faden am Ende verbunden. Mit einem sogenannten Shuttle-Faden ließ er sich durch den vorgefertigten Knoten am anderen Ende des FiberTapes® ziehen, sodass die Cerclage zunächst händisch vorgespannt werden konnte. Der verbundene Teil wurde durchtrennt, um die zwei Einzelfäden durch die dafür vorgesehenen Löcher des Tensiometers durchzuziehen. Nachdem die Fäden durch das Loch beim Handgriff geführt wurden, musste der Griff im Uhrzeigersinn gedreht werden, um die Cerclage zu spannen. Die durch eine Feder regulierte Anzeige auf dem Tensiometer gibt dem Chirurgen die Möglichkeit die Kompression auf den Frakturspalt zu variieren. In unserem Fall wurde diese auf 60 Pfund angezogen. Durch Drücken des Freigabeknopfs am Handgriff ließ sich das Tensiometer zurückziehen, während die Cerclage gespannt blieb. Um das Lockern zu verhindern, wurden die Fadenenden zum Abschluss verknotet und kurz abgeschnitten [119].

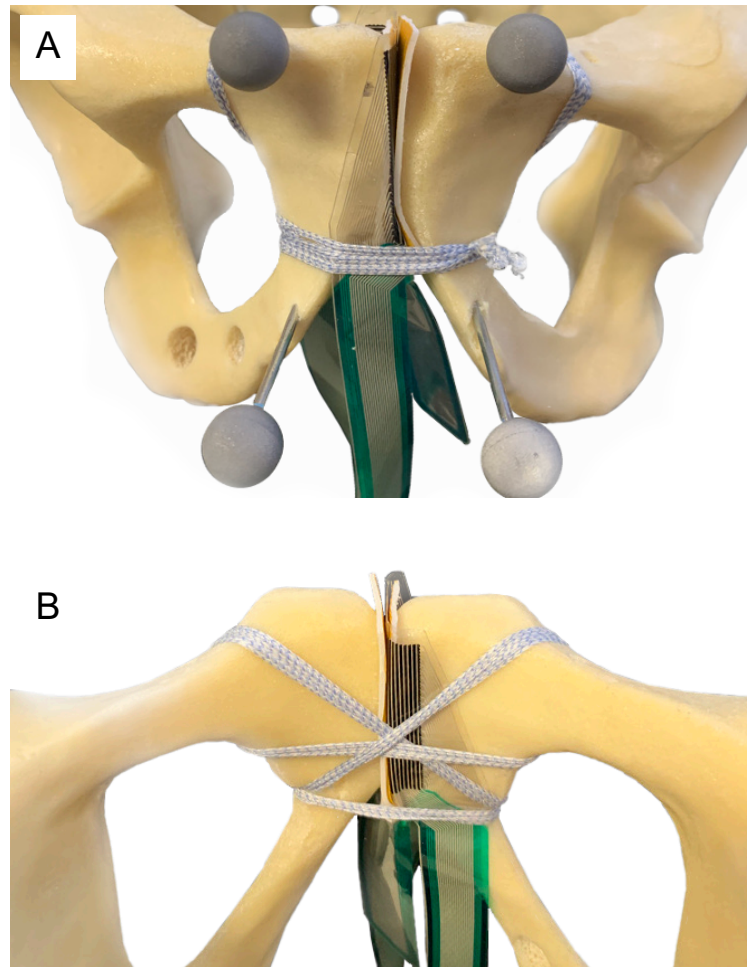


Abbildung 13: FiberTape® Cerclage um Symphyse mit einliegender Kraftsensorfolie

A: Ansicht von ventral

B: Ansicht von dorsal

3.2.3.3 Versuchsgruppe 2

Nach Wiederholen der Versorgungsschritte der Versuchsgruppe 1, wurde zusätzlich zur FiberTape® Cerclage (Arthrex®) noch eine zweibeinige Nitinolklammer (DynaNite® Nitinolklammer (Arthrex®)) über den kranialen Bereich des Symphysenspalts eingesetzt. Die Bohrhülse wurde angesetzt, sodass beide Bohrfenster auf die Tubercula pubica zeigten. Als das erste Loch mit dem 2,6 mm Bohrer gebohrt war, ließ sich der Fixierstab einsetzen, um eine bessere Präzision beim zweiten Loch zu erzielen. Die Nitinolklammer wurde in der Applikationshilfe weiter aufgespannt bis beide Beine parallel angeordnet waren und sich in die gebohrten Löcher einbringen ließ. Erst nach dem Entspannen der Klammer übte sie Kompression auf den Symphysenspalt aus. Um die Klammer ganz einbringen zu können, wurde sie mit dem mitgelieferten Stößel weiter vorgeschoben, bis sie bündig am Knochen anlag [120].

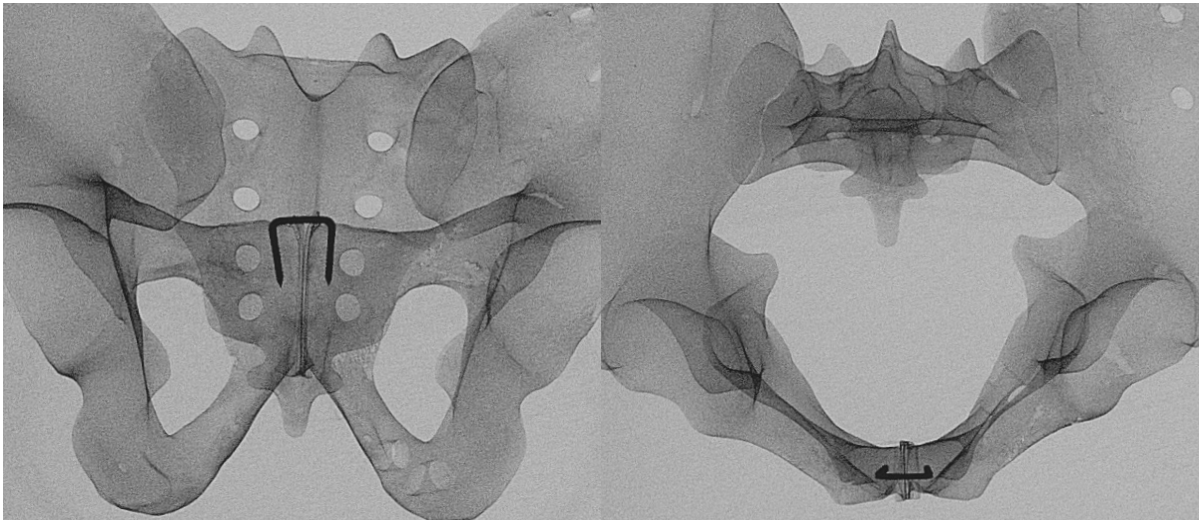


Abbildung 14: Röntgenkontrolle einer DynaNite® Nitinolklammer in zwei Ebenen

3.2.3.4 Versuchsgruppe 3

Auch hier wurden die Schritte der Versuchsgruppe 1 mit dem FiberTape® (Arthrex®) wiederholt und eine BME ELITE™ Nitinolklammer (DePuy Synthes®) implantiert. Für die hier verwendete Variante mit vier Beinen mussten mit der Bohrhülse vier Löcher gebohrt werden. Nach dem Platzieren auf den Tubercula pubica wurden nach jedem gefertigten Loch Fixierstäbe eingesetzt. Das Implantat wurde in der Applikationshilfe ausreichend vorgespannt geliefert und musste nicht weiter gespannt werden. Die Beine der Nitinolklammer ließen sich in die mit dem 3.0 mm Bohrer gefertigten Löcher einführen. Das BME ELITE™ ließ sich nur so weit vorschieben, wie es der Applikator zuließ. Sobald dieser dann entfernt wurde, übte das Implantat Kompression auf den Spalt aus. Mit einem Stößel wurde der sichere Sitz der Nitinolklammer gesichert.

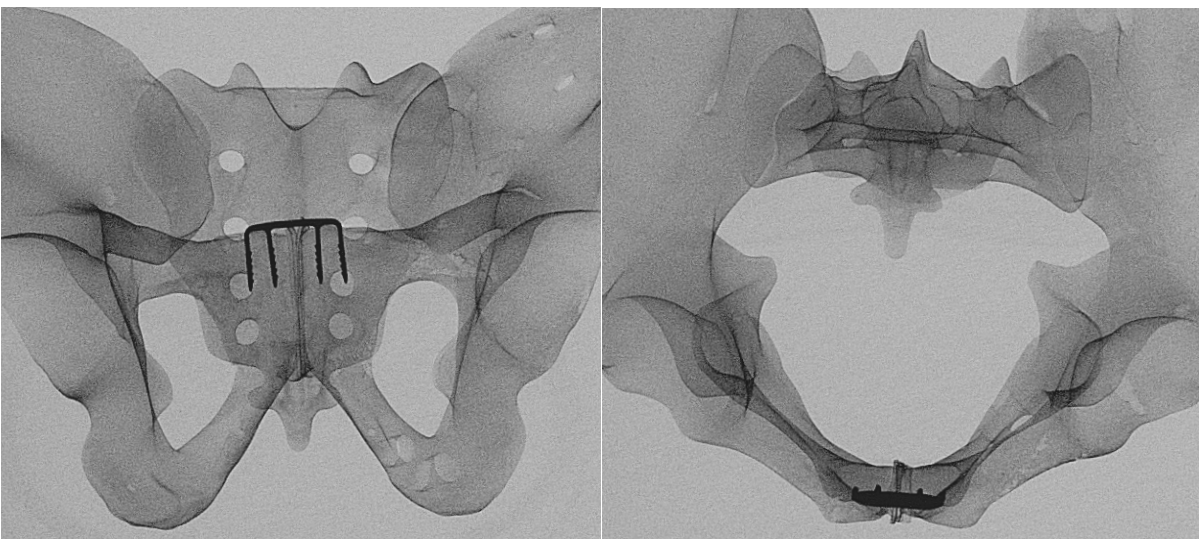


Abbildung 15: Röntgenkontrolle einer BME ELITE™ Nitinolklammer in zwei Ebenen

3.2.4 Versuchsinstitution

Die fertig versorgten Becken wurden nacheinander in einer Simulation eines Zweibein- und Einbeinstandes getestet. Diese Variante der Versuchsdurchführung sollte jene Kräfte bestmöglich imitieren, die beim menschlichen Gang auftreten. Wie bereits erläutert, haben die beiden Modelle unterschiedliche Auswirkungen auf Zug- und Kompressionskräfte.

3.2.4.1 Einbeinstand

Eine spezielle Vorrichtung wurde gebaut, um den Einbeinstand eines Schrittes bestmöglich nachzuahmen. Eine Holzkugel a) imitierte das Standbein. Um die Hüftmuskulatur zu simulieren, erfolgte die Stabilisierung des Iliums mittels lateraler Fadenkonstruktion b) in der Frontalebene [87]. Zusätzlich gab es weiter kaudal einen Befestigungspunkt für zwei weitere Fäden, welche am Os pubis und Os ischii befestigt wurden. Dadurch konnte das Becken in der Sagittalebene ausgerichtet und stabilisiert werden [87].

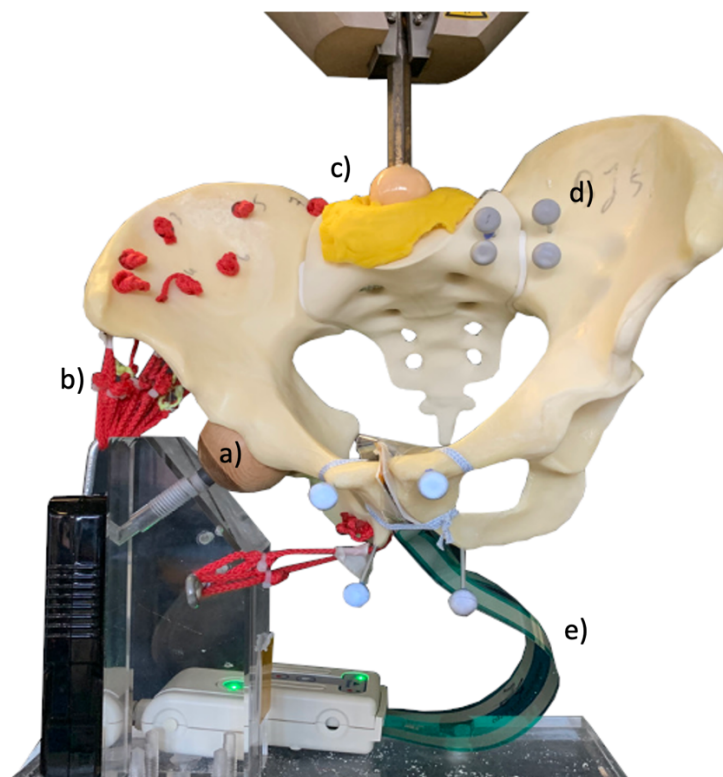


Abbildung 16: Versuchsaufbau im Einbeinstand

a) Holzkugel (Standbein), b) Fadenkonstruktion, c) Kunststoffaufsatz mit Druckstempel, d) Reflexionsmarker, e) Kraftsensorfolie

3.2.4.2 Zweibeinstand

Hierfür wurde zur Simulation eines auf zwei Beinen stehenden Menschen auf Plexiglasplatten Duokopfprothesen b) angebracht. Die ebenso aus Plexiglas bestehende Grundplatte a) ermöglichte so einen gewissen Bewegungsspielraum der Prothesen unter der axialen Belastung.

Nach dem Aufrichten des Beckens in die Position, wie sie auch im menschlichen Skelett vorkommt, wurde die Prüfmaschine angepasst, sodass der Druckstempel in der dafür vorgesehenen Pfanne des Beckenaufsatzes c) zum Liegen kam. Nach Starten der Aufnahmen in der I-Scan™ Software und im Motive Programm wurde der Versuch begonnen.

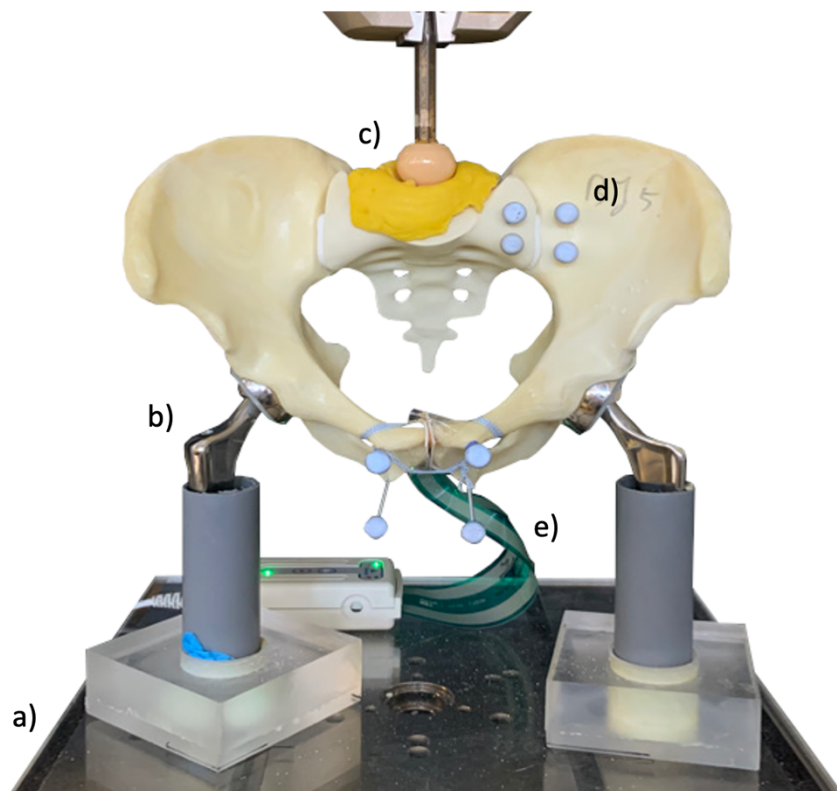


Abbildung 17: Versuchsaufbau im Zweibeinstand

a) Grundplatte, b) Duokopfprothese auf Plexiglasplatte c) Kunststoffaufsatz mit Druckstempel, d) Reflexionsmarker, e) Kraftsensorfolie

3.2.5 Parameter

Die folgenden Parameter wurden in der I-Scan™ Software und im Programm Motive gemessen. Erhoben wurden die Daten an festgelegten Zeitpunkten der vorgefertigten Prüfmethode im Programm Wavematrix™. Ziel war es für jedes der acht Becken einer Gruppe und darüber hinaus auch für alle Versuchsreihen die gleichen Bedingungen beim Sammeln der Daten zu schaffen. Gemessen wurde zuerst nach Osteosynthese und bei einer Vorkraft von 50 N. Die Prüfmethode belastete steigend jeweils zehn Mal mit 100 N, 300 N und 400 N. Dabei wurde immer die zehnte Belastung von 100 N und 400 N als Messpunkt verwendet. Zum Schluss wurde erneut eine Kraft von 50 N als Vergleich gemessen.

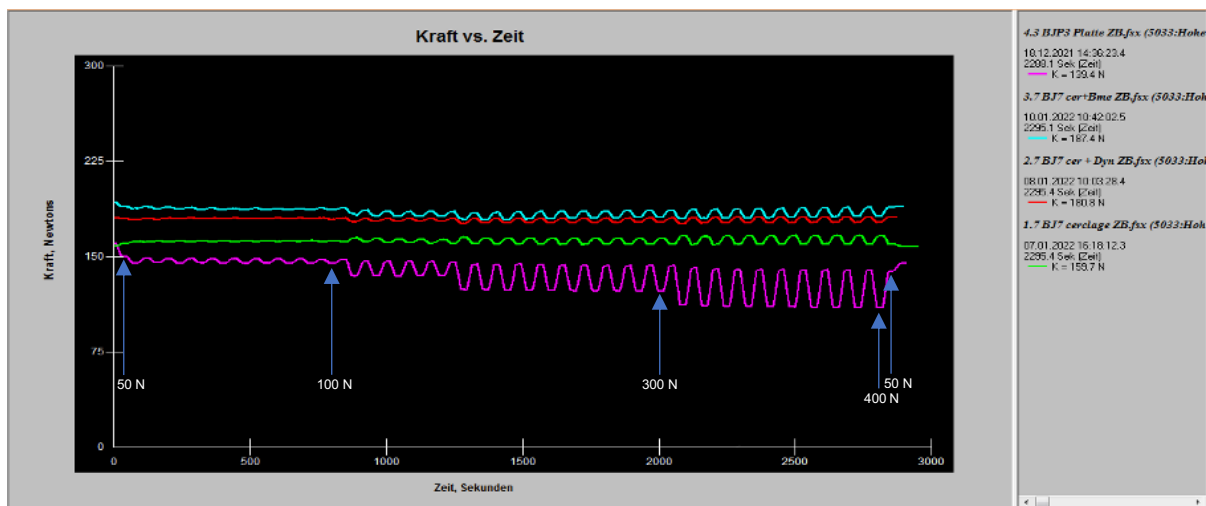


Abbildung 18: Zyklische Belastungen dargestellt in der Software I-Scan™

3.2.5.1 Parameter der I-Scan™ Software

In der I-Scan™ Software ließen sich alle Parameter nachträglich in den Aufzeichnungen der einzelnen Versuche erheben. Dazu zählten die **Kompressionskraft**, ihre **segmentale Verteilung**, sowie die **Kontaktfläche** und ihre **segmentale Verteilung**. Diese Parameter wurden zusätzlich noch in Ruhe vor und nach dem Durchlaufen beider Prüfungen (Zweibein- und Einbeinstand) erhoben. Die Symphysenform wurde in der Software ausgeschnitten, da die Sensorfolie dorsal durch das FiberTape® abgeknickt wurde und es so zur Artefaktbildung kam. Die ausgeschnittene Form ist in den folgenden Abbildungen durch die farbige Umrandung der Symphyse zu erkennen (siehe *Abbildung 19*, *Abbildung 20*, *Abbildung 21* und *Abbildung 22*)

Kompressionskraft

Die für die Heilung ligamentärer Strukturen bedeutende Kompressionskraft wird in Newton N gemessen. Sie gibt an, mit wie viel Kraft N die beiden Facies symphysialis ossis pubis aufeinanderdrücken.

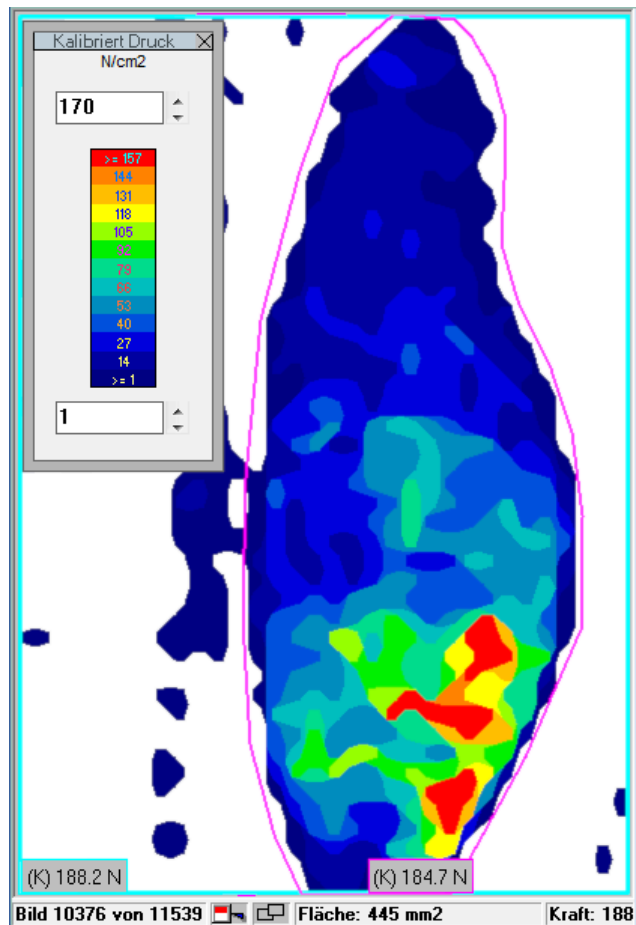


Abbildung 19: exemplarische Darstellung der Symphyse mit Kompressionskraft und Farblegende der Kraft pro Fläche

Segmentale Verteilung der Kompressionskraft

Um die unterschiedlichen Versorgungen und deren Auswirkung auf die Kraftverteilung der Symphyse beobachten zu können, wurde die Symphyse in drei gleichgroße Abschnitte unterteilt. Daraus konnten sogenannte Boxen generiert werden, in welchen separat die Kompressionskraft gemessen werden konnte. Das hatte zur Folge, dass man bestimmen konnte, in welchem Drittel der Hauptteil der Kompression lag.

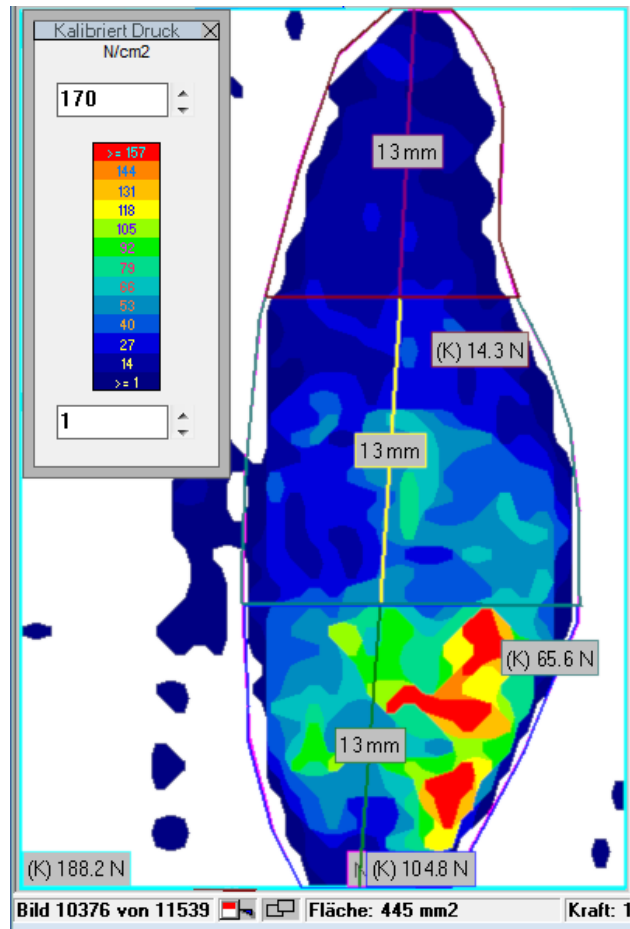


Abbildung 20: exemplarische Darstellung der Symphyse mit segmentaler Kompressionskraft und Farblegende der Kraft pro Fläche

Kontaktfläche

Die Kontaktfläche der beiden Facies symphysialis ossis pubis wurde in Quadratmillimeter (mm^2) gemessen.

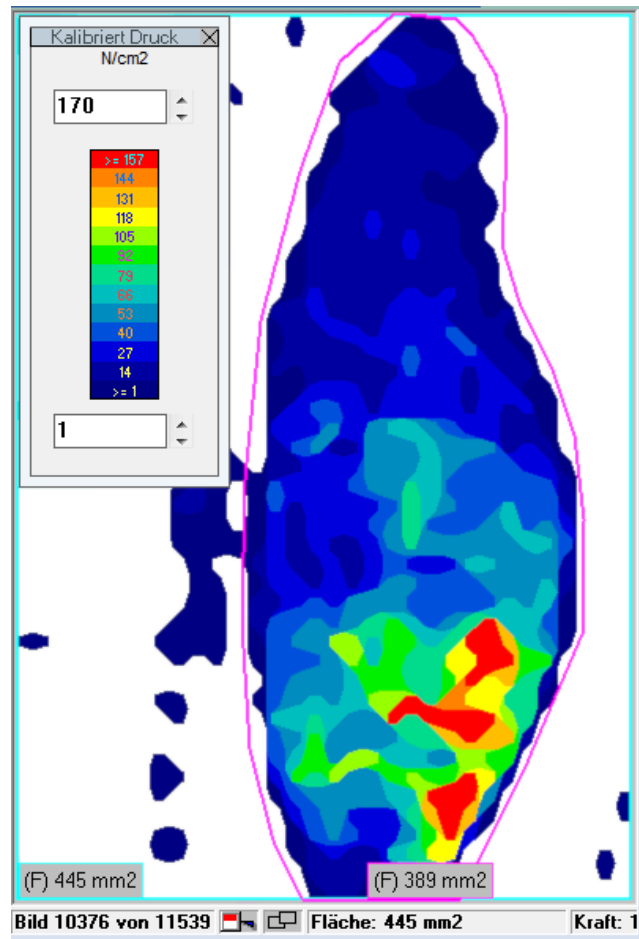


Abbildung 21: exemplarische Darstellung der Symphyse mit Kontaktfläche und Farblegende der Kraft pro Fläche

Segmentale Verteilung der Kontaktfläche

Auch die Kontaktfläche ließ sich in Drittel unterteilen. Die Boxen hierfür wurden gleichermaßen über die Längsausdehnung der Symphyse erstellt und konnten so die belastete Fläche in den Dritteln berechnen.

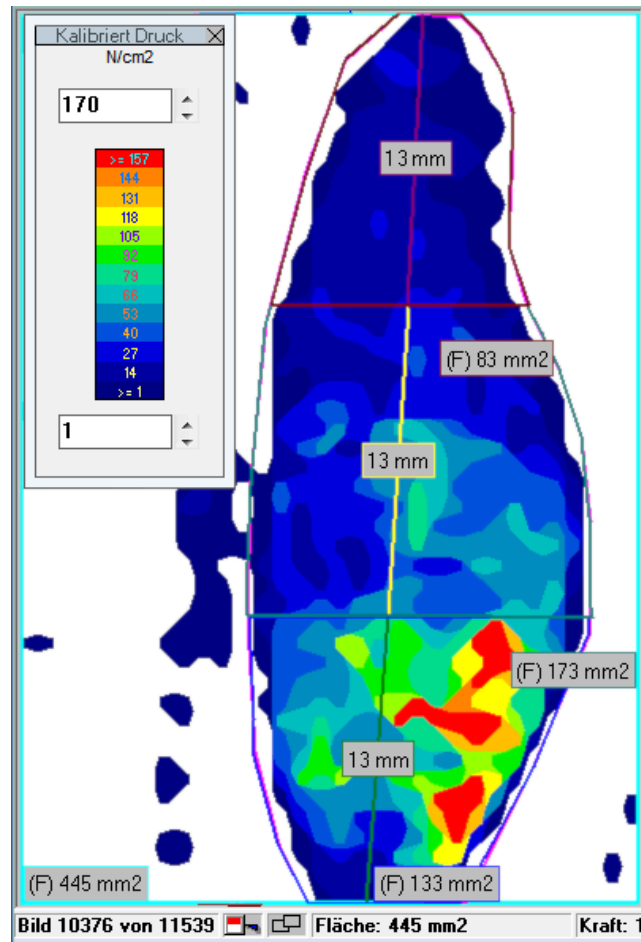


Abbildung 22: exemplarische Darstellung der Symphyse mit segmentaler Kontaktfläche und Farblegende der Kraft pro Fläche

3.2.5.2 3D Bewegungsanalyse

Im Programm Motive wurden zu jedem festgelegten Belastungszeitpunkt sieben unterschiedliche Parameter gemessen. Hierzu konnte man zwei Marker auswählen und deren Distanz berechnen lassen. So ließen sich weitere Aufschlüsse über Kompression und Auseinanderweichen der Symphyse aus den Versuchen ziehen. Außerdem war es möglich zwischen drei ausgewählten Markern den Winkel zu berechnen. Das alles zeigte zusätzlich zu

den Daten der I-Scan™ Software, wie sich die Symphyse zum Beispiel in der Sagittalebene verschob, was von den Sensorfolien schwierig zu erfassen war. Durch die Verteilung der Marker konnten so auch Scherkräfte im Symphysenspalt oder Rotationen im Iliosakralgelenk registriert werden. Da sich die Abstände der Marker nur schwierig normieren ließen, wurden zum Vergleich der Versuche untereinander Differenzen der Abstände und Winkel gebildet. Insgesamt wurden pro Messzeitpunkt sieben Parameter ausgewertet, die sich wie in *Abbildung 23* zu sehen, aus folgenden Markern zusammensetzten.

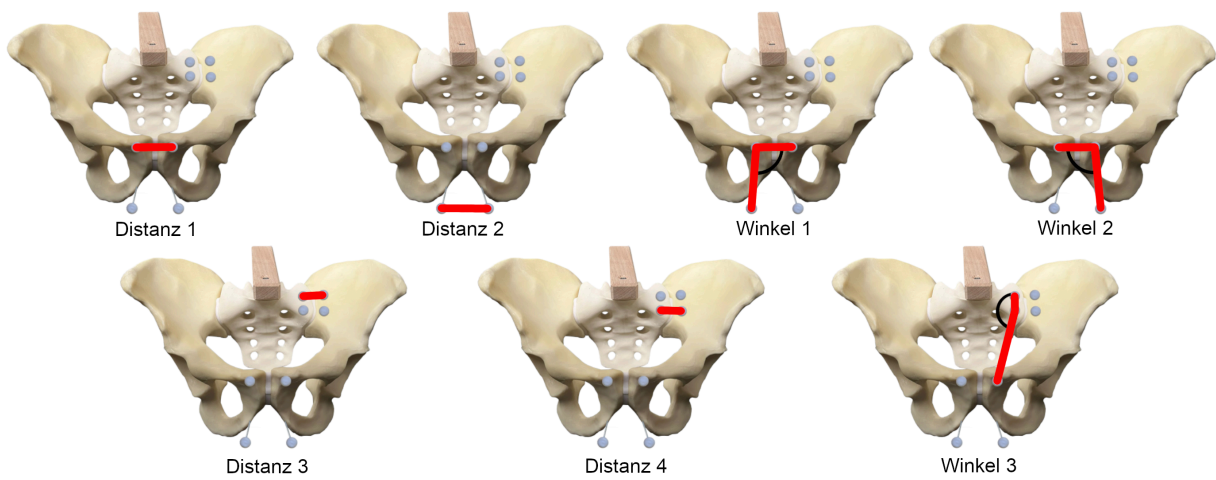


Abbildung 23: Platzierung der Marker und Darstellung der Distanzen und Winkel

3.2.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit dem Programm SigmaPlot® Version 13 (Systat® Software GmbH, Erkrath, Deutschland). Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ festgelegt.

Eingangs wurden die Messwerte mithilfe des Shapiro-Wilk-Tests auf das Vorliegen von Normalverteilungen geprüft. Eine Normalverteilung wurde angenommen, wenn der p-Wert $>0,05$ war.

Innerhalb einer Versuchsgruppe wurde bei einer Normalverteilung die einfaktorische Varianzanalyse (ANOVA, ANalysis Of VAriance) angewandt. War keine Normalverteilung gegeben, wurde der Kruskal-Wallis-Test eingesetzt. Anschließend wurde der dazugehörige Post-hoc Test Student-Newman-Keuls durchgeführt.

Zum Vergleich der Messzeitpunkte verschiedener Versuchsgruppen wurde jeweils ein t-Test durchgeführt. Sofern keine Normalverteilung gegeben war, wurde der Mann-Whitney-U-Test verwendet.

4 Ergebnisse

4.1 Kompressionskraft

Wie bereits beschrieben wurde die Kompressionskraft im Symphysenspalt mithilfe der Tekscan Sensorfolie und der I-Scan™ Software als Parameter gemessen. Diese wurde jeweils zu fünf bestimmten Zeitpunkten sowohl im Zweibein- als auch im Einbeinstand gemessen. Die Darstellungszeitpunkte waren Osteosynthese, 50 N Anfang, 100 N, 400 N und 50 N Ende. Alle gemessenen Parameter wurden anschließend mit der Software SigmaPlot® (Systat® Software GmbH, Erkrath, Deutschland) statistisch ausgewertet. Die Ergebnisse werden in Mittelwert oder Mean (M) und Standardabweichung (SD) angegeben.

4.1.1 Zweibeinstand

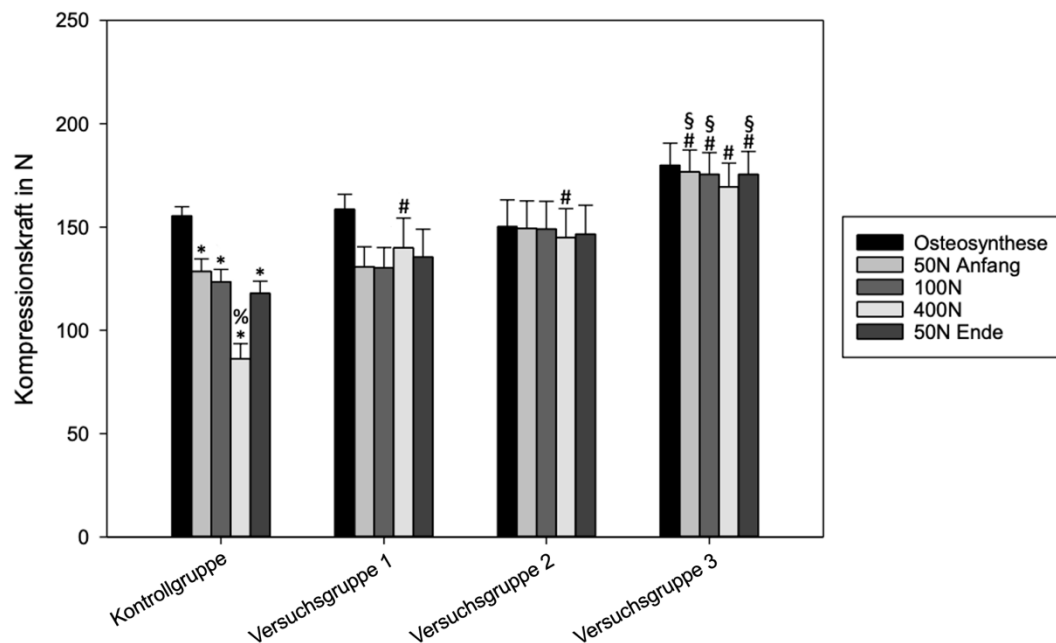


Abbildung 24: Gesamt Kompressionskraft der Symphyse im Zweibeinstand zu jeweiligen Messzeitpunkten (Mittelwerte + Standardfehler (standard error of the mean, SEM))

* $p < 0,05$ versus (vs.) Osteosynthese, % $p < 0,05$ vs. 50 N Anfang, # $p < 0,05$ vs. Kontrollgruppe (für jeweiligen Zeitpunkt), § $p < 0,05$ vs. Versuchsgruppe 1 (für jeweiligen Zeitpunkt)

Kontrollgruppe

In der Kontrollgruppe ergab sich nach Osteosynthese ein Mittelwert von $M=155,41$ N ($SD=12,47$), bei 50 N Anfang $M=128,55$ N ($SD=17,19$), bei 100 N $M=123,54$ N ($SD=16,97$), bei 400 N $M=86,28$ N ($SD=20,6$) und bei 50 N Ende $M=117,91$ N ($SD=16,69$).

Die Kompressionskraft verringerte sich signifikant bei den Belastungen 50 N Anfang, 100 N, 400 N und 50 N Ende im Vergleich zur Osteosynthese $p<0,05$ (siehe *Abbildung 24*). Auch im Vergleich mit 50 N Anfang zeigte sich eine signifikante Abnahme bei 400 N Belastung $p<0,05$ (siehe *Abbildung 24*).

Versuchsgruppe 1

Bei Versuchsgruppe 1 entwickelte sich nach Osteosynthese eine Kompressionskraft von $M=158,61$ N ($SD=20,49$), bei 50 N Anfang $M=130,8$ N ($SD=27,33$), bei 100 N $M=130,39$ N ($SD=27,46$), bei 400 N $M=139,93$ N ($SD=40,87$) und bei 50 N Ende $M=135,41$ N ($SD=38,47$).

In dieser Versuchsgruppe zeigten sich keine signifikanten Veränderungen der Kompressionskraft.

Versuchsgruppe 2

Hier ergaben die Kompressionskräfte nach Osteosynthese $M=150,18$ N ($SD=36,76$), bei 50 N Anfang $M=149,42$ N ($SD=37,43$), bei 100 N $M=149,09$ N ($SD=37,80$), bei 400 N $M=145,00$ N ($SD=39,35$) und bei 50 N Ende $M=146,59$ N ($SD=39,62$).

In der Versuchsgruppe 2 ergaben sich zwischen den verschiedenen Messzeitpunkten keinerlei signifikante Zu- oder Abnahmen der Kompressionskraft.

Versuchsgruppe 3

In Versuchsgruppe 3 ergaben sich die Mittelwerte der Kompressionskraft nach Osteosynthese $M=179,93$ N ($SD=30,32$), bei 50 N Anfang $M=176,75$ N ($SD=29,89$), bei 100 N $M=175,54$ N ($SD=29,65$), bei 400 N $M=169,53$ N ($SD=32,39$) und bei 50 N Ende $M=175,54$ N ($SD=31,25$).

Auch in dieser Versuchsgruppe zeigten sich keine signifikanten Veränderungen der Kompressionskraft.

Vergleicht man die Kompressionskraft der verschiedenen Versorgung untereinander, so zeigen sich auch einige signifikanten Unterschiede. So waren bei 400 N Belastung die Kompressionskraft aller Versuchsgruppen signifikant höher als bei der Kontrollgruppe $p<0,05$ (siehe *Abbildung 24*). Darüber hinaus waren die Werte der Versuchsgruppe 3 bei 50 N Anfang, 100 N und bei 50 N Ende im Vergleich zur Kontrollgruppe sowie der Cerclage signifikant höher $p<0,05$ (siehe *Abbildung 24*).

4.1.2 Einbeinstand

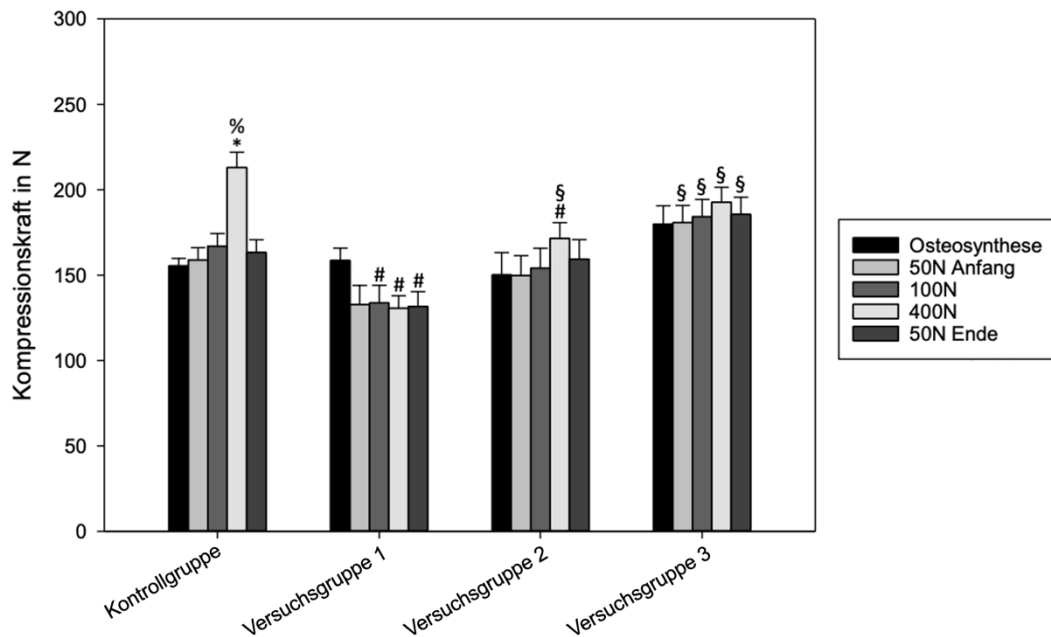


Abbildung 25: Gesamt Kompressionskraft der Symphyse im Einbeinstand zu jeweiligen Messzeitpunkten (Mittelwerte + SEM)

* $p < 0,05$ vs. Osteosynthese, % $p < 0,05$ vs. 50 N Anfang, # $p < 0,05$ vs. Kontrollgruppe (für jeweiligen Zeitpunkt), § $p < 0,05$ vs. Versuchsgruppe 1 (für jeweiligen Zeitpunkt)

Kontrollgruppe

In der Kontrollgruppe ergaben sich im Einbeinstand im Mittel Kompressionskräfte nach Osteosynthese von $M=155,41$ N ($SD=12,48$), bei 50 N Anfang $M=158,92$ N ($SD=20,41$), bei 100 N $M=167,01$ N ($SD=20,85$), bei 400 N $M=213,00$ N ($SD=25,41$) und bei 50 N Ende $M=163,29$ N ($SD=21,14$).

Betrachtet man die Kontrollgruppe im Einbeinstand, so fällt auf, dass die Kompressionskraft bei 400 N sowohl gegenüber dem Osteosynthesezeitpunkt als auch gegenüber 50 N Anfang signifikant anstieg $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 25*).

Versuchsgruppe 1

In der Versuchsgruppe 1 entwickelte sich nach Osteosynthese eine Kompressionskraft von $M=158,61$ N ($SD=20,49$), bei 50 N Anfang $M=132,84$ N ($SD=31,51$), bei 100 N $M=133,63$ N ($SD=29,53$), bei 400 N $M=130,64$ N ($SD=20,83$) und bei 50 N Ende $M=131,66$ N ($SD=24,67$). In dieser Versuchsgruppe kam es zu keiner signifikanten Verringerung der Kompressionskraft.

Versuchsgruppe 2

Versuchsgruppe 2 erzielte Kompressionskräfte bei Osteosynthese von $M=150,18$ N ($SD=36,76$), bei 50 N Anfang $M=149,73$ N ($SD=32,99$), bei 100 N $M=154,11$ N ($SD=32,99$), bei 400 N $M=171,50$ N ($SD=26,11$) und bei 50 N Ende $M=159,39$ N ($SD=32,31$).

Innerhalb dieser Versuchsgruppe ergaben sich keine signifikanten Anstiege oder Abfälle der Kraft über die verschiedenen Belastungen hinweg.

Versuchsgruppe 3

Hier erreichte die Versuchsgruppe 3 Mittelwerte nach Osteosynthese von $M=179,93$ N ($SD=30,32$), bei 50 N Anfang $M=180,70$ N ($SD=28,67$), bei 100 N $M=184,25$ N ($SD=28,51$), bei 400 N $M=192,79$ N ($SD=24,71$) und bei 50 N Ende $M=185,65$ N ($SD=28,2$).

Auch in dieser Gruppe waren keine signifikanten Unterschiede der Kraft über die Belastungen hinweg messbar.

Im Vergleich der verschiedenen Versorgungen untereinander war die Kompressionskraft der Versuchsgruppe 1 bei den Belastungen 100 N, 400 N und 50 N Ende signifikant geringer als die der Kontrollgruppe $p<0,05$ (siehe *Abbildung 25*). Die Versuchsgruppe 2 hatte bei 400 N eine signifikant höhere Kompressionskraft als Versuchsgruppe 1, jedoch eine signifikant geringere als die Kontrollgruppe $p<0,05$ (siehe *Abbildung 25*). Signifikant erhöht hat sich die Kompressionskraft jedoch in der Versuchsgruppe 3 gegenüber der Versuchsgruppe 1 bei 100 N, 400 N und 50 N Ende $p<0,05$ (siehe *Abbildung 25*).

4.2 Kontaktfläche

Mit der Tekscan Sensorfolie und der I-Scan™ Software wurde zusätzlich wie bereits beschrieben die Kontaktfläche zu den gleichen Zeitpunkten gemessen und anschließend statistisch ausgewertet.

4.2.1 Zweibeinstand

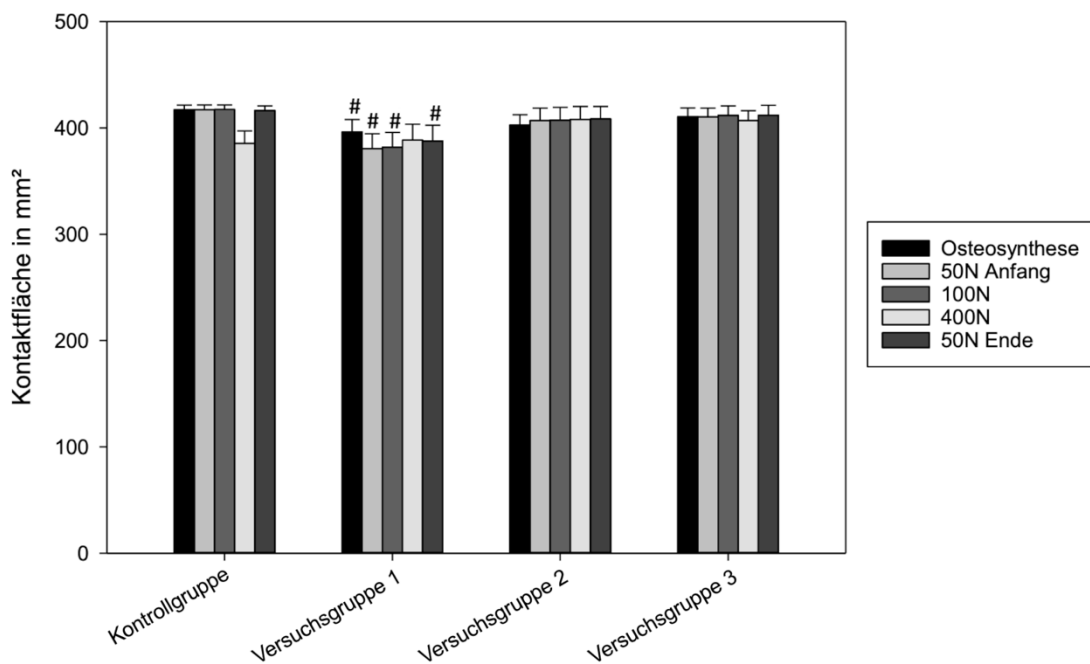


Abbildung 26: Gesamt Kontaktfläche der Symphyse im Zweibeinstand zu jeweiligen Messzeitpunkten (Mittelwerte + SEM)

$p < 0,05$ vs. Kontrollgruppe (für jeweiligen Zeitpunkt)

Kontrollgruppe

Die Kontrollgruppe erreichte im Zweibeinstand nach Osteosynthese eine Kontaktfläche von $M=417,13 \text{ mm}^2$ ($SD=12,38$), bei 50 N Anfang $M=417,25 \text{ mm}^2$ ($SD=12,17$), bei 100 N $M=417,38 \text{ mm}^2$ ($SD=12,12$), bei 400 N $M=385,50 \text{ mm}^2$ ($SD=33,00$) und bei 50 N Ende $M=416,38 \text{ mm}^2$ ($SD=12,46$).

Im Zweibeinstand zeigten sich in der Kontrollgruppe keine signifikanten Veränderungen der Kontaktfläche.

Versuchsgruppe 1

Die Versuchsgruppe 1 kam im Mittel nach Osteosynthese auf eine Kontaktfläche von $M=396,25 \text{ mm}^2$ ($SD=33,06$), bei 50 N Anfang $M=380,75 \text{ mm}^2$ ($SD=38,94$), bei 100 N $M=382,00 \text{ mm}^2$ ($SD=38,91$), bei 400 N $M=388,63 \text{ mm}^2$ ($SD=42,16$) und bei 50 N Ende $M=387,75 \text{ mm}^2$ ($SD=41,84$).

Innerhalb der Versuchsgruppe 1 zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der gemessenen Kontaktflächen im Verlauf der Belastungen.

Versuchsgruppe 2

Nach Osteosynthese erreichte die Versuchsgruppe 2 eine Kontaktfläche von $M=402,75 \text{ mm}^2$ ($SD=27,28$), bei 50 N Anfang $M=406,88 \text{ mm}^2$ ($SD=33,38$), bei 100 N $M=407,38 \text{ mm}^2$ ($SD=34,03$), bei 400 N $M=408,13 \text{ mm}^2$ ($SD=34,16$) und bei 50 N Ende $M=408,50 \text{ mm}^2$ ($SD=33,04$).

Auch in dieser Versuchsgruppe war keine signifikante Zu- oder Abnahme zu messen.

Versuchsgruppe 3

In Versuchsgruppe 3 erreichte man nach Osteosynthese $M=410,50 \text{ mm}^2$ ($SD=23,62$) bei 50 N Anfang $M=410,38 \text{ mm}^2$ ($SD=23,56$), bei 100 N $M=411,88 \text{ mm}^2$ ($SD=25,14$), bei 400 N $M=406,88 \text{ mm}^2$ ($SD=26,60$) und bei 50 N Ende $M=412,00 \text{ mm}^2$ ($SD=26,24$).

Versuchsgruppe 3 hielt ebenso ihre Kontaktfläche im Zweibeinstand relativ konstant ohne signifikante Unterschiede.

Im Vergleich der Gruppen untereinander war lediglich in der Versuchsgruppe 1 bei Osteosynthese, 50 N Anfang, 100 N und 50 N Ende ein signifikanter Abfall der Kontaktfläche im Bezug zur jeweiligen Belastung in der Kontrollgruppe zu beobachten $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 26*). Doch bei 400 N konnte auch hier keine signifikant geringere Kontaktfläche gemessen werden.

4.2.2 Einbeinstand

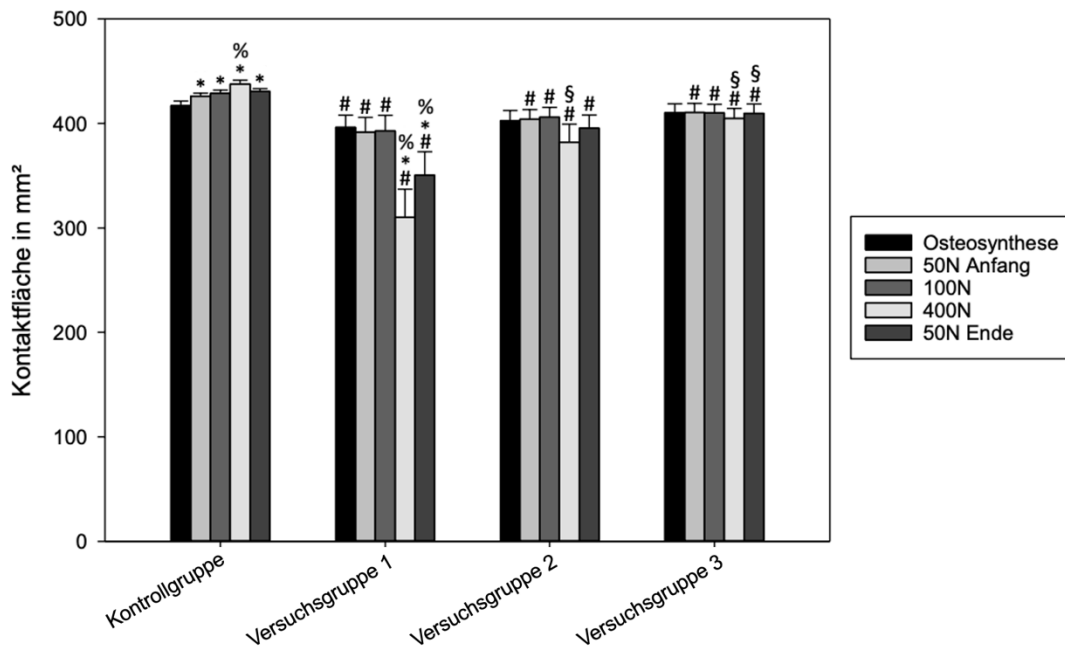


Abbildung 27: Gesamt Kontaktfläche der Symphyse im Einbeinstand zu jeweiligen Messzeitpunkten (Mittelwerte + SEM)

* $p < 0,05$ vs. Osteosynthese, % $p < 0,05$ vs. 50 N Anfang, # $p < 0,05$ vs. Kontrollgruppe (für jeweiligen Zeitpunkt), § $p < 0,05$ vs. Versuchsgruppe 1 (für jeweiligen Zeitpunkt)

Kontrollgruppe

Auch im Einbeinstand war der Mittelwert zunächst nach Osteosynthese $M=417,13 \text{ mm}^2$ ($SD=12,38$), bei Belastung auf 50 N Anfang $M=426,13 \text{ mm}^2$ ($SD=7,79$), bei 100 N $M=429,00 \text{ mm}^2$ ($SD=8,09$), bei 400 N $M=437,63 \text{ mm}^2$ ($SD=10,51$) und bei 50 N Ende $M=430,63 \text{ mm}^2$ ($SD=7,71$).

Im Einbeinstand zeigte die Kontrollgruppe signifikante Zunahmen der Kontaktfläche. So stieg sie bei 50 N Anfang, 100 N, 400 N und 50 N Ende gegenüber der gemessenen Kontaktfläche nach Osteosynthese signifikant an $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 27*). Die gemessene Fläche bei 400 N Belastung war ebenfalls signifikant erhöht im Vergleich zu 50 N Anfang $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 27*).

Versuchsgruppe 1

Die Kontaktfläche lag in der Versuchsgruppe 1 nach Osteosynthese bei $M=396,25 \text{ mm}^2$ ($SD=33,06$), bei 50 N Anfang $M=391,75 \text{ mm}^2$ ($SD=39,60$), bei 100 N $M=393,00 \text{ mm}^2$ ($SD=41,82$), bei 400 N $M=310,13 \text{ mm}^2$ ($SD=76,31$) und bei 50 N Ende $M=350,50 \text{ mm}^2$ ($SD=63,41$).

In dieser Versuchsgruppe war die Kompressionskraft bei Belastungen von 400 N und 50 N Ende signifikant verringert im Vergleich zu Osteosynthese und 50 N Anfang $p<0,05$ (siehe *Abbildung 27*).

Versuchsgruppe 2

In der Versuchsgruppe 2 konnte eine Kontaktfläche von $M=402,75 \text{ mm}^2$ ($SD=27,28$) erreicht werden, bei 50 N Anfang $M=404,00 \text{ mm}^2$ ($SD=26,28$), bei 100 N $M=406,00 \text{ mm}^2$ ($SD=26,43$), bei 400 N $M=382,13 \text{ mm}^2$ ($SD=48,51$) und bei 50 N Ende $395,50 \text{ mm}^2$ ($SD=35,56$).

In der Versuchsgruppe 2 ergaben sich keine signifikanten Anstiege oder Abfälle der Kompressionskraft.

Versuchsgruppe 3

Die Versuchsgruppe 3 erreichte nach Osteosynthese einen Mittelwert von $M=410,50 \text{ mm}^2$ ($SD=23,62$), bei 50 N Anfang $M=410,63 \text{ mm}^2$ ($SD=24,20$), bei 100 N $M=410,00 \text{ mm}^2$ ($SD=23,80$), bei 400 N $M=404,75 \text{ mm}^2$ ($SD=27,34$) und bei 50 N Ende $M=409,63 \text{ mm}^2$ ($SD=25,48$).

Auch in dieser Versuchsgruppe ließen sich keine signifikanten Unterschiede messen.

Vergleicht man die Messwerte der Versuchsgruppe 1 mit denen der Kontrollgruppe bei jeweils gleichen Belastungen, so waren die Kompressionskräfte der Versuchsgruppe 1 immer signifikant geringer $p<0,05$ (siehe *Abbildung 27*). Die Kontaktflächen der Messzeitpunkte 50 N Anfang, 100 N, 400 N und 50 N Ende der Versuchsgruppen 2 und 3 waren ebenfalls signifikant geringer als die Fläche der Kontrollgruppe zu den jeweiligen Zeitpunkten $p<0,05$ (siehe *Abbildung 27*). Die Kontaktfläche der Versuchsgruppe 2 bei 400 N und der Versuchsgruppe 3 bei 400 N und 50 N Ende waren signifikant höher als bei der Versuchsgruppe 1 $p<0,05$ (siehe *Abbildung 27*).

4.3 Segmentale Kompressionskraft

Der Abdruck der Symphyse konnte nach Abschluss der Messung in der I-Scan™ Software in drei gleich große Segmente aufgeteilt werden. Die innerhalb dieser Segmente gemessenen Kompressionskräfte wurden ebenfalls mit der Software SigmaPlot® (Systat® Software GmbH, Erkrath, Deutschland) statistisch miteinander verglichen. Die nach Osteosynthese erreichte Gesamtkompressionskraft wird als 100 % Startwert dargestellt. Die prozentuale Abnahme der Kraft bei 400 N bezieht sich auf den Startwert.

4.3.1 Zweibeinstand

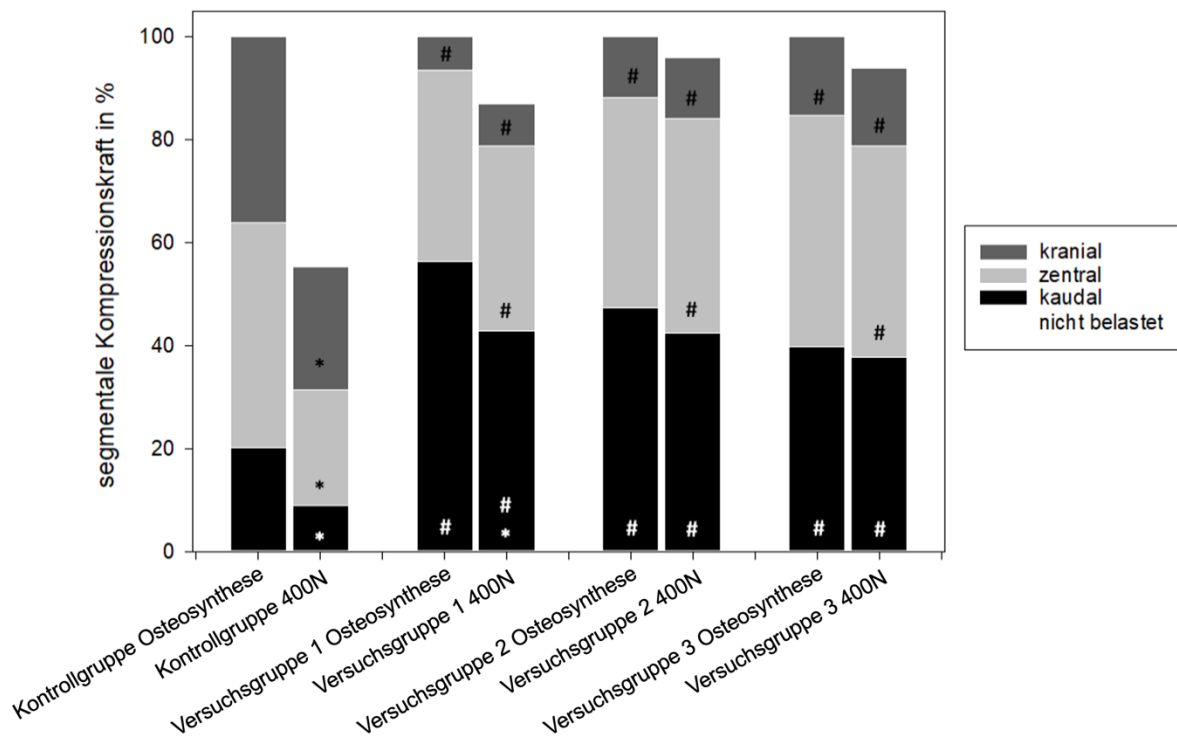


Abbildung 28: Segmentale Kompressionskraft der Symphyse im Zweibeinstand nach Osteosynthese und 400 N Belastung (Mittelwerte)

* $p < 0,05$ vs. Osteosynthese, # $p < 0,05$ vs. Kontrollgruppe (für jeweiligen Zeitpunkt)

Kontrollgruppe

Nach Osteosynthese lag im Zweibeinstand der Mittelwert der segmentalen Kompressionskraft des kranialen Segments bei $M=36,09\%$ ($SD=10,05$), das zentrale Segment bei $M=43,82\%$ ($SD=3,22$) und das kaudale Segment bei $M=20,1\%$ ($SD=7,95$). Bei 400 N Belastung machte das kraniale Segment $M=23,93\%$ ($SD=6,7$), das zentrale Drittel $M=22,5\%$ ($SD=6,25$) und das kaudale Drittel $M=8,93\%$ ($SD=6,41$) aus. Die übrigen 44,65 % wurden im Gegensatz zur Osteosynthese nicht weiter belastet.

Vergleicht man diese Segmente vor und bei Belastung bezüglich der Kompressionskraft im Zweibeinstand ergibt sich für die Kontrollgruppe ein signifikanter Abfall der Messwerte in allen drei Segmenten $p<0,05$ (siehe *Abbildung 28*).

Versuchsgruppe 1

In der Versuchsgruppe 1 erreichte das kraniale Segment bei Osteosynthese im Mittel $M=6,47\%$ ($SD=3,34$), das zentrale Segment $M=37,04\%$ ($SD=8,15$) und das kaudale Segment $M=56,49\%$ ($SD=9,93$). Bei 400 N Belastung machte das kraniale Segment noch $M=8,21\%$ ($SD=5,04$), das zentrale Segment $M=36,0\%$ ($SD=14,41$) und das kaudale Segment $M=42,86\%$ ($SD=11,58$) aus.

In dieser Versuchsgruppe war lediglich im kaudalen Drittel ein signifikanter Abfall der Kraft zu vermessen $p<0,05$ (siehe *Abbildung 28*).

Versuchsgruppe 2

Die Versuchsgruppe 2 erreichte bei Osteosynthese im kranialen Segment $M=11,66\%$ ($SD=4,88$), im zentralen Segment $M=41,03\%$ ($SD=10,12$) und im kaudalen Segment $M=47,3\%$ ($SD=11,65$). Zum Messzeitpunkt 400 N lagen im kranialen Segment $M=11,81\%$ ($SD=4,43$), im zentralen Segment $M=41,75\%$ ($SD=9,01$) und im kaudalen Segment $M=42,4\%$ ($SD=10,26$) der Kompressionskraft.

In dieser Versuchsgruppe ließen sich in allen drei Segmenten keine signifikanten Unterschiede bei 400 N im Vergleich zur Osteosynthese feststellen.

Versuchsgruppe 3

Bei dieser Versuchsgruppe war bei Osteosynthese im kranialen Segment $M=15,25\%$ ($SD=6,25$), im zentralen Segment $M=44,95\%$ ($SD=12,09$) und im kaudalen Segment $M=39,80\%$ ($SD=14,01$) der Gesamtkompressionskraft. Nach Belastung mit 400 N lagen im kranialen Segment $M=15,16\%$ ($SD=7,11$), im zentralen Segment $M=40,98\%$ ($SD=10,42$) und im kaudalen Segment $M=37,87\%$ ($SD=11,61$).

Ebenso in der dritten Versuchsgruppe waren keine signifikanten Verschlechterungen der segmentalen Kompressionskraft messbar.

Im direkten Vergleich der einzelnen Segmente der Versuchsgruppen sowohl bei Osteosynthese als auch bei 400 N Belastung zeigte die Versuchsgruppe 1 im kranialen Segment zu beiden Zeitpunkten im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant geringere Messwerte $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 28*). Im zentralen Segment hatte die Versuchsgruppe 1 durch fehlenden Abfall der Kompressionskraft im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant höhere Werte bei 400 N Belastung $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 28*). Im kaudalen Abschnitt der Versuchsgruppe 1 war trotz Abfall die Kompressionskraft signifikant erhöht gegenüber der Kontrollgruppe $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 28*). Ebenso zeigte in der Versuchsgruppe 2 der kraniale Teil trotz fehlender Abnahme eine signifikant geringere Kompressionskraft als unsere Kontrollgruppe zu beiden Messzeitpunkten $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 28*). Einen signifikant höheren Wert zur Kontrollgruppe zeigte sich jedoch im zentralen Drittel bei 400 N $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 28*) und in den kaudalen Abschnitten bei Osteosynthese und 400 N Belastung $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 28*).

Der Vergleich der dritten Versuchsgruppe mit der Kontrollgruppe ergibt die gleichen signifikanten Unterschiede wie bereits in der zweiten Versuchsgruppe beschrieben $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 28*).

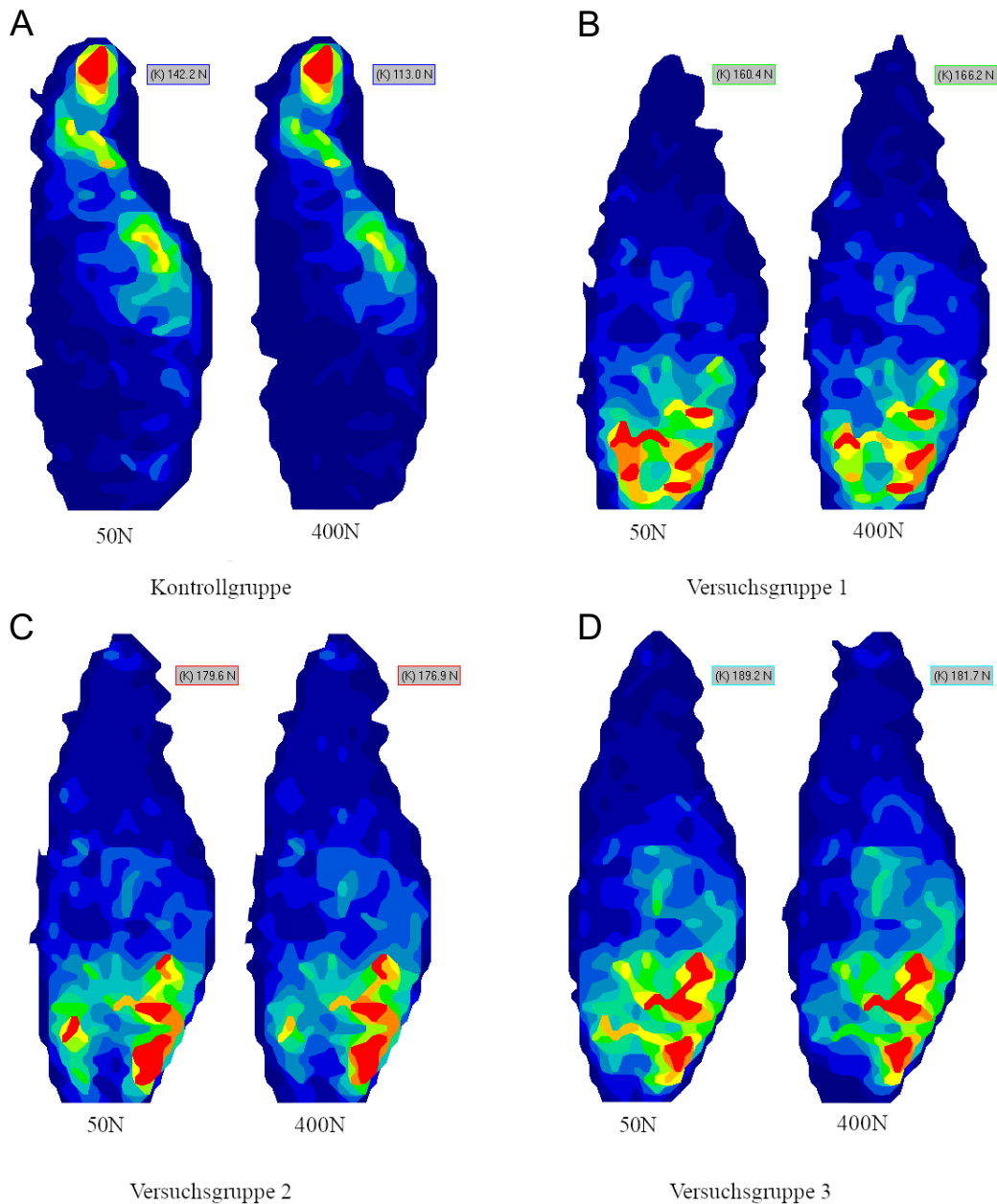


Abbildung 29: Exemplarischer Querschnitt der Symphyse im Zweibeinstand bei 50 N und 400 N Belastung mit Kompressionskraft in N

A: Kontrollgruppe, B: Versuchsgruppe 1, C: Versuchsgruppe 2, D: Versuchsgruppe 3

In *Abbildung 29* wird ersichtlich, dass sich die Verteilung der Kraft unserer Versuchsgruppen deutlich von der Verteilung in der Kontrollgruppe unterschied. Während sie in der Kontrollgruppe (A) eher kranial lag, zeigte sich in allen Versuchsgruppen der Hauptteil in den kaudalen Bereichen. Bei 400 N Belastung nahm die Kompressionskraft im kaudalen Bereich der Kontrollgruppe (A) ab. Auch in der Versuchsgruppe 1 (B) ist eine Abnahme der Kraft im kaudalen Drittel zu sehen. Die Versuchsgruppen 2 und 3 (C, D) konnten in allen Bereichen die Kompressionskraft aufrechterhalten.

4.3.2 Einbeinstand

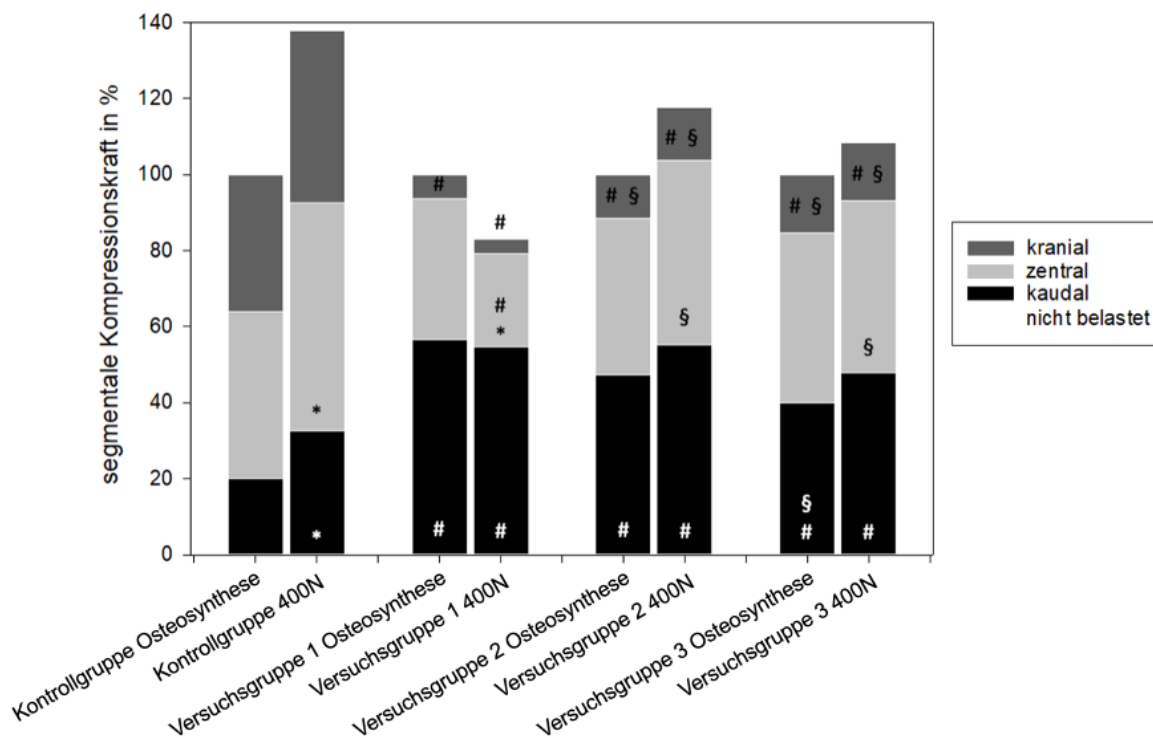


Abbildung 30: Segmentale Kompressionskraft der Symphyse im Einbeinstand nach Osteosynthese und 400 N Belastung (Mittelwerte)

* $p < 0,05$ vs. Osteosynthese, # $p < 0,05$ vs. Kontrollgruppe (für jeweiligen Zeitpunkt), § $p < 0,05$ vs. Versuchsgruppe 1 (für jeweiligen Zeitpunkt)

Kontrollgruppe

Die Kontrollgruppe konnte nach Osteosynthese im kranialen Segment $M=36,09$ % ($SD=10,05$), im zentralen Segment $M=43,82$ % ($SD=3,22$) und im kaudalen Segment $M=20,2$ % ($SD=7,95$) erreichen. Bei Belastung mit 400 N veränderten sich die Anteile auf $M=45,26$ % ($SD=14,85$) im kranialen, $M=60,02$ % ($SD=9,25$) im zentralen und $M=32,46$ % ($SD=12,96$) im kaudalen Segment. Es kam zu einer Zunahme der Gesamtkompressionskraft. Im Einbeinstand fiel die Kompressionskraft in allen drei Segmenten nicht ab, erhöhte sich jedoch signifikant im zentralen und kaudalen Drittel $p < 0,05$ (siehe Abbildung 30).

Versuchsgruppe 1

In der Versuchsgruppe 1 kam man im kranialen Segment nach Osteosynthese auf $M=6,47$ % ($SD=3,34$), im zentralen Segment $M=37,04$ % ($SD=8,15$) und im kaudalen Segment $M=56,49$ % ($SD=9,93$). Bei Belastung waren im kranialen Segment $M=3,80$ % ($SD=5,43$), im zentralen Segment $M=24,66$ % ($SD=12,99$), und im kaudalen Segment $M=54,55$ % ($SD=8,89$). Auch hier wurde also die Gesamtkraft mehr.

Lediglich das zentrale Segment der Versuchsgruppe 1 zeigte eine signifikante Abnahme der Kompressionskraft $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 30*).

Versuchsgruppe 2

In der Versuchsgruppe 1 erreichte das kraniale Segment bei Osteosynthese im Mittel $M=11,66$ % ($SD=4,88$), das zentrale Segment $M=41,03$ % ($SD=10,12$) und das kaudale Segment $M=47,3$ % ($SD=11,65$). Bei 400 N Belastung machte das kraniale Segment noch $M=13,72$ % ($SD=6,91$), das zentrale Segment $M=48,73$ % ($SD=17,92$) und das kaudale Segment $M=55,07$ % ($SD=7,91$) aus.

In dieser Gruppe gab es keine signifikanten Veränderungen in den jeweiligen Dritteln der Symphyse.

Versuchsgruppe 3

Diese Gruppe erreichte im kranialen Segment $M=15,25$ % ($SD=6,25$), im zentralen Segment $M=44,95$ % ($SD=12,09$) und im kaudalen Segment $M=39,8$ % ($SD=14,01$) nach Osteosynthese. Bei 400 N waren im kranialen Segment $M=15,13$ % ($SD=6,13$), im zentralen Segment $M=45,3$ % ($SD=15,28$) und im kaudalen Segment $M=47,89$ % ($SD=9,91$). Es erhöhte sich also die Gesamtkompressionskraft.

Auch in der dritten Versuchsgruppe gab es weder signifikante Abnahmen noch signifikante Zunahmen der Kraft.

Im Vergleich der Gruppen untereinander hatte die Versuchsgruppe 1 sowohl bei Osteosynthese als auch bei Belastung eine signifikant niedrigere Kompressionskraft als die Kontrollgruppe im kranialen Teil $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 30*). Im zentralen Segment war sie bei Belastung ebenfalls signifikant geringer $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 30*). Auffällig ist, dass die kaudalen Abschnitte zu beiden Zeitpunkten signifikant höhere Kompressionskräfte aufwiesen $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 30*).

In der Versuchsgruppe 2 war die Kompressionskraft der kranialen Drittel zu beiden Zeitpunkten ebenfalls schwächer als in der Kontrollgruppe, im kaudalen Drittel jedoch jeweils höher $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 30*).

Die Versuchsgruppe 3 verhielt sich ähnlich wie Versuchsgruppe 2 und zeigte signifikant niedrigere Werte der Kompressionskraft der kranialen Anteile, jedoch höhere der kaudalen Anteile im Vergleich zur Kontrollgruppe $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 30*).

Die beiden Versuchsgruppen 2 und 3 hatten signifikant höhere Werte als die Versuchsgruppe 1 in den kranialen Segmenten zu beiden Zeitpunkten und im zentralen Segment bei 400 N Belastung. Versuchsgruppe 3 hatte bei Osteosynthese im kaudalen Segment einen signifikant geringen Wert $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 30*).

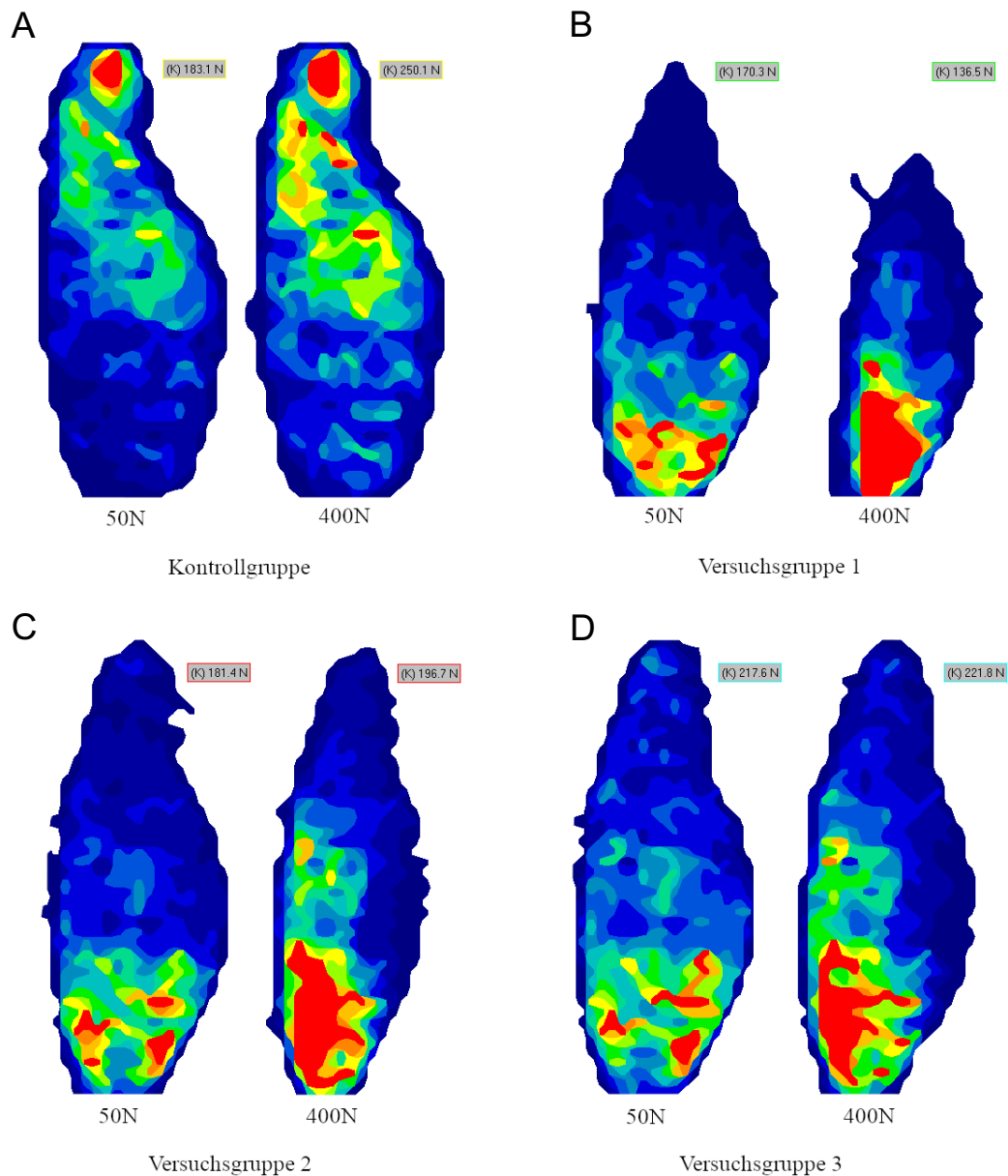


Abbildung 31: Exemplarische Querschnitte der Symphyse im Einbeinstand bei 50 N und 400 N Belastung mit Kompressionskraft in N

A: Kontrollgruppe, B: Versuchsgruppe 1, C: Versuchsgruppe 2, D: Versuchsgruppe 3

In der *Abbildung 31* zeigt sich erneut das Überwiegen der kranialen Kompressionskraft in der Kontrollgruppe (A) und der kaudalen Kompressionskraft in den Versuchsgruppen. Im Einbeinstand nahm die Kraft in der Kontrollgruppe (A) im kaudalen und zentralen Drittel deutlich zu. In der Versuchsgruppe 1 (B) kaudalisierte sich die Kraft. Teile des kranialen Drittels verloren sogar den Kontakt. Der Abdruck der Symphyse verschmälerte sich, was auf eine horizontale Verschiebung hindeutet. In den Versuchsgruppen 2 (C) und 3 (D) verlagerte sich die Kompressionskraft in die dorsalen Bereiche in allen drei Segmenten. Wie jedoch in *Abbildung 30* zu sehen ist, bleiben die Kräfte in den jeweiligen Segmenten ohne signifikante Unterschiede.

4.4 Segmentale Kontaktfläche

In den drei aufgeteilten Segmenten des Symphysenabdruckes wurde auch die Kontaktfläche gemessen.

4.4.1 Zweibeinstand

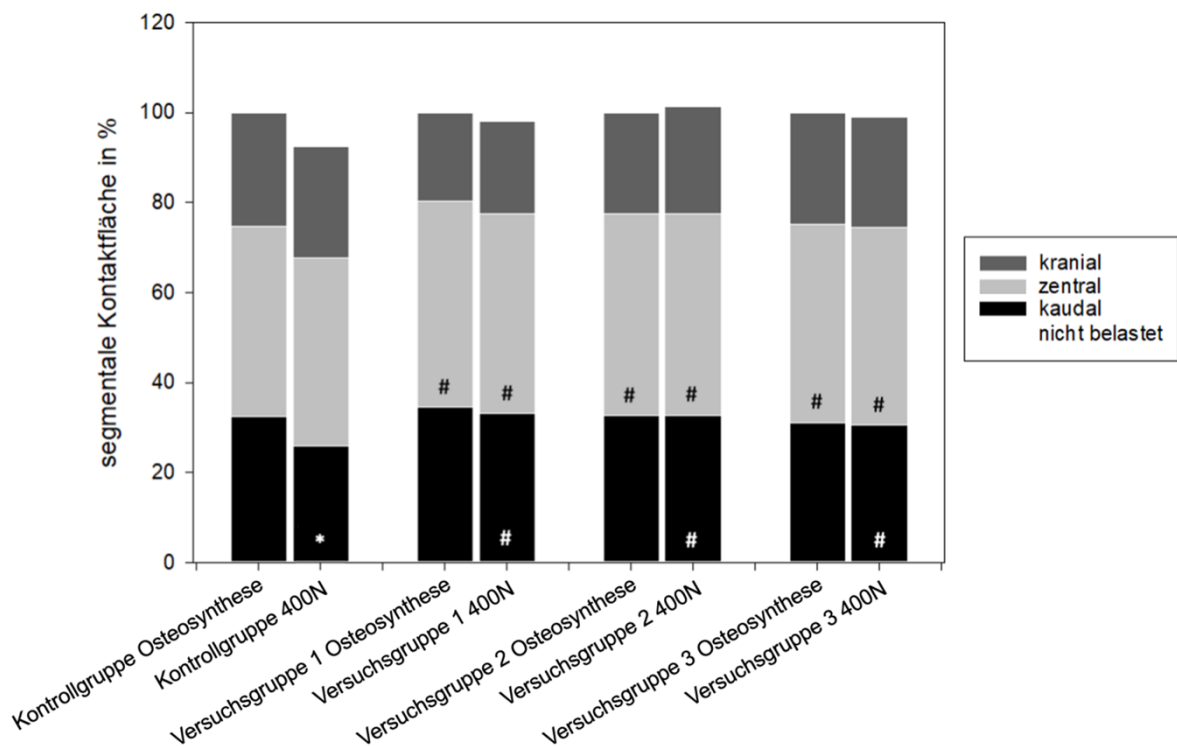


Abbildung 32: Segmentale Kontaktfläche der Symphyse im Zweibeinstand nach Osteosynthese und 400 N Belastung (Mittelwerte)

* $p < 0,05$ vs. Osteosynthese, # $p < 0,05$ vs. Kontrollgruppe (für jeweiligen Zeitpunkt)

Kontrollgruppe

Nach Osteosynthese betrug der Anteil des kranialen Segments an der gesamten Kontaktfläche in der Kontrollgruppe $M=25,2$ % ($SD=1,41$), der Anteil des zentralen Segments $M=42,47$ % ($SD=0,93$) und der Anteil kaudalen Segments $M=32,33$ % ($SD=1,85$). Bei 400 N Belastung der Prüfmaschine verringerte sich der kraniale Teil auf $M=24,74$ % ($SD=1,38$), der zentrale Teil auf $M=41,73$ % ($SD=1,63$) und das kaudale Drittel auf $M=25,89$ % ($SD=6,52$).

Im Vergleich der Kontaktflächen der einzelnen Segmente nach Osteosynthese und nach 400 N Belastung zeigte sich nur im kaudalen Drittel der Kontrollgruppe eine signifikante Verringerung im Zweibeinstand $p < 0,05$ (siehe Abbildung 32).

Versuchsgruppe 1

Der Anteil an der gesamten Kontaktfläche lag in der Versuchsgruppe 1 nach Osteosynthese im kranialen Segment bei $M=19,7\%$ ($SD=5,6$), im zentralen Segment $M=45,7\%$ ($SD=2,49$) und im kaudalen Segment $M=34,6\%$ ($SD=3,53$). Unter Belastung veränderte sich das kraniale Segment auf $M=20,38\%$ ($SD=7,4$), das zentrale Segmente auf $M=44,43\%$ ($SD=3,06$) und das kaudale Segment auf $M=33,16\%$ ($SD=4,84$).

Die Kontaktfläche blieb in allen Segmenten konstant ohne signifikante Unterschiede.

Versuchsgruppe 2

Nach Vollenden der Osteosynthese lag das kraniale Segment in der Versuchsgruppe 2 bei $M=22,47\%$ ($SD=5,36$), das zentrale Segment bei $M=44,85\%$ ($SD=3,32$) und das kaudale Segment bei $M=32,68\%$ ($SD=3,09$). Durch die Belastung um 400 N brachte das kraniale Segment $M=23,66\%$ ($SD=4,78$), das zentrale Segment $M=44,95\%$ ($SD=2,67$) und das kaudale Segment $M=32,66\%$ ($SD=3,64$).

Auch hier blieb die Kontaktfläche in allen Segmenten ohne signifikante Differenz.

Versuchsgruppe 3

In dieser Versuchsgruppe lag der Anteil der Kontaktfläche nach Osteosynthese im kranialen Segment bei $M=24,89\%$ ($SD=2,52$), im zentralen Segment bei $M=44,10\%$ ($SD=3,29$) und im kaudalen Segment bei $M=31,01\%$ ($SD=3,42$). Bei Belastung lag der kraniale Teil noch bei $M=24,72\%$ ($SD=2,72$), der zentrale Teil bei $M=43,87\%$ ($SD=1,97$) und der kaudale Teil bei $M=30,49\%$ ($SD=3,46$).

Die Fläche blieb in dieser Versuchsgruppe ebenfalls ohne signifikante Unterschiede bei Belastung.

Im zentralen Abschnitt war sowohl nach Osteosynthese und nach Belastung die Fläche der Versuchsgruppe 1 signifikant höher als die der Kontrollgruppe $p<0,05$ (siehe *Abbildung 32*). Im unteren Drittel hielt sich die Fläche der Versuchsgruppe 1 relativ konstant und war hierdurch bei 400 N Belastung signifikant größer als die der Kontrollgruppe $p<0,05$ (siehe *Abbildung 32*). In Versuchsgruppe 2 und 3 hatte das zentrale Segment ebenso wie in Versuchsgruppe 1 zu beiden Zeitpunkten und das kaudale Segment bei 400 N Belastung eine signifikant höhere Kontaktfläche als die Kontrollgruppe $p<0,05$ (siehe *Abbildung 32*).

4.4.2 Einbeinstand

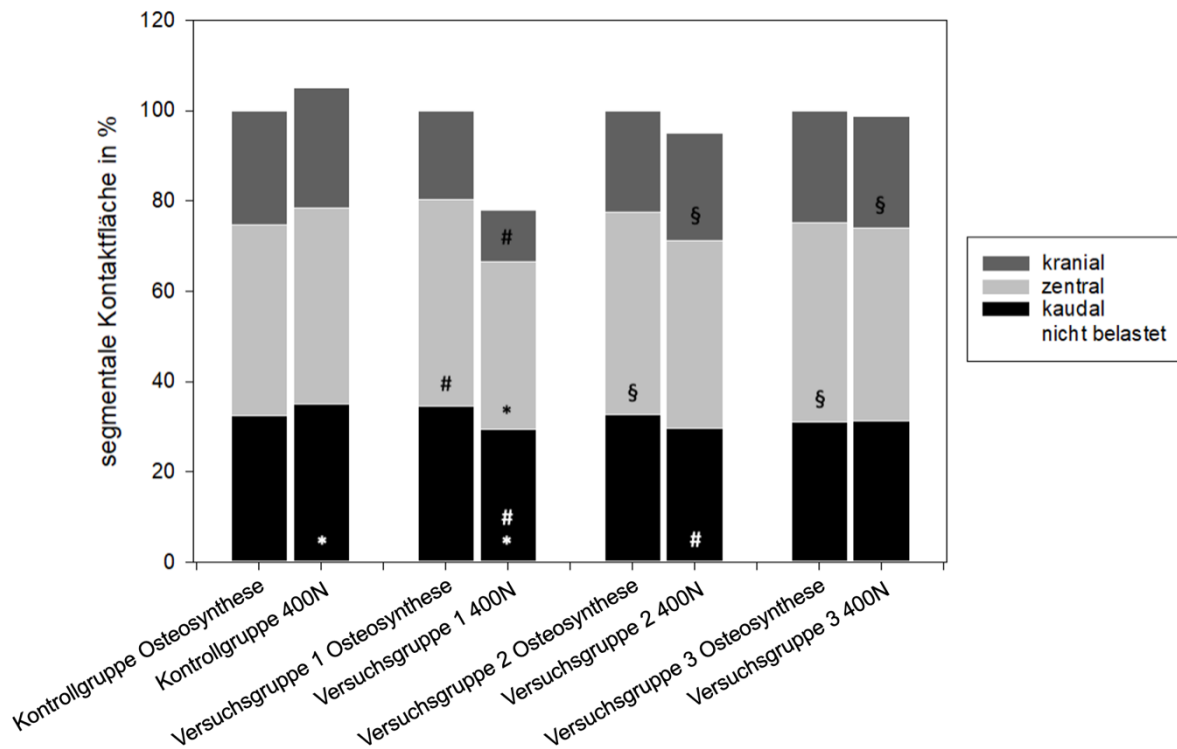


Abbildung 33: Segmentale Kontaktfläche der Symphyse im Einbeinstand nach Osteosynthese und 400 N Belastung (Mittelwerte)

* $p < 0,05$ vs. Osteosynthese, # $p < 0,05$ vs. Kontrollgruppe (für jeweiligen Zeitpunkt), § $p < 0,05$ vs. Versuchsgruppe 1 (für jeweiligen Zeitpunkt)

Kontrollgruppe

Die Anteile an der Kontaktfläche waren im Einbeinstand in der Kontrollgruppe im kranialen Segment $M=25,20$ % ($SD=1,41$), im zentralen Segment $M=42,47$ % ($SD=0,93$) und im kaudalen Segment $M=32,33$ % ($SD=1,85$). Bei Belastung betragen die Anteile im kranialen Segment $M=26,49$ % ($SD=1,42$), im zentralen Segment $M=43,39$ % ($SD=1,86$) und im kaudalen Segment $M=35,07$ % ($SD=1,18$). Insgesamt erhöhte sich also Fläche.

Im Einbeinstand erfuhr die Kontrollgruppe eine signifikante Zunahme der Kontaktfläche im kaudalen Drittel $p < 0,05$ (siehe *Abbildung 33*).

Versuchsgruppe 1

Nach Osteosynthese lagen die Anteile im Mittel im kranialen Segment bei $M=19,70\%$ ($SD=5,60$), im zentralen Segment bei $M=45,70\%$ ($SD=2,49$) und im kaudalen Segment bei $M=34,60\%$ ($SD=3,53$). Durch Belastung lagen die Flächen kranial bei $M=11,48\%$ ($SD=10,85$), zentral bei $M=37,06\%$ ($SD=7,55$) und kaudal bei $M=29,45\%$ ($SD=3,58$).

In dieser Versuchsgruppe konnte ein signifikanter Verlust der der Kontaktfläche im zentralen und kaudalen Segment gemessen werden $p<0,05$ (siehe *Abbildung 33*).

Versuchsgruppe 2

In dieser Versuchsgruppe lagen die Anteile nach Osteosynthese im Mittel für das kraniale Segment bei $M=22,47\%$ ($SD=5,36$), für das zentrale Segment bei $M=44,85\%$ ($SD=3,32$) und für das kaudale Segment bei $M=32,68\%$ ($SD=3,09$). Durch die zyklische Belastung lagen sie bei 400 N im kranialen Teil bei $M=23,70\%$ ($SD=6,28$), im zentralen Teil bei $M=41,75\%$ ($SD=6,16$) und im kaudalen Teil bei $M=29,55\%$ ($SD=3,77$).

Es ließen sich innerhalb dieser Versuchsgruppe keine signifikanten Unterschiede beobachten.

Versuchsgruppe 3

In dieser Gruppe war der Anteil des kranialen Segments $M=24,89\%$ ($SD=2,52$), des zentralen Segments $M=44,10\%$ ($SD=3,29$) und des kaudalen Segments $M=31,01\%$ ($SD=3,42$). Nach 400 N Belastung lag der Anteil der Fläche im kranialen Segment bei $M=24,89\%$ ($SD=2,52$), im zentralen Segment bei $M=42,69\%$ ($SD=4,07$) und im kaudalen Segment bei $M=31,23\%$ ($SD=1,40$).

Auch in Versuchsgruppe 3 kam es zu keinen signifikanten Zu- oder Abnahmen.

Vergleicht man die Versuchsgruppe 1 mit der Kontrollgruppe, so zeigte sich eine signifikant höhere Fläche des zentralen Segments nach Osteosynthese, jedoch eine signifikant geringere Fläche bei 400 N im kranialen und kaudalen Drittel $p<0,05$ (siehe *Abbildung 33*).

Versuchsgruppe 2 hatte im Vergleich zur Kontrollgruppe nur im kaudalen Segment bei 400 N eine signifikant geringere Fläche $p<0,05$ (siehe *Abbildung 33*). Im Vergleich zur Versuchsgruppe 1 hatte sie im kranialen Drittel bei 400 N Belastung eine größere, jedoch im zentralen Drittel nach Osteosynthese eine geringere Fläche $p<0,05$ (siehe *Abbildung 33*).

Auch die Versuchsgruppe 3 hatte eine im Vergleich zu der Versuchsgruppe 1 bei 400 N im kranialen Teil größere, im zentralen Drittel jedoch nach Osteosynthese geringere signifikante Kontaktfläche $p<0,05$ (siehe *Abbildung 33*).

4.5 3D Bewegungsanalyse

Im OptiTrack® 3D Motion Capture System konnte die genaue Lokalisation der angebrachten Marker bestimmt werden. Daraus ließen sich verschiedene Winkel und Distanzen zwischen den einzelnen Markern messen. Relevant sind jedoch nur die Differenzen der Distanzen und Winkel unter verschiedenen Belastungen.

In der Auswertung erwies sich der bereits beschriebene Parameter Winkel 1 als am besten geeignet, um Veränderungen der Symphyse festzustellen. Hierbei verglich man die Veränderungen der Winkel der unterschiedlichen Versuchs- und Kontrollgruppen, die zwischen 50 N Belastung und 400 N Belastung auftraten. Auch diese Daten wurden mit SigmaPlot® (Systat® Software GmbH, Erkrath, Deutschland) ausgewertet. Die Ergebnisse sind als Median (Md) mit dem 1. Quartil und 3. Quartil angegeben.

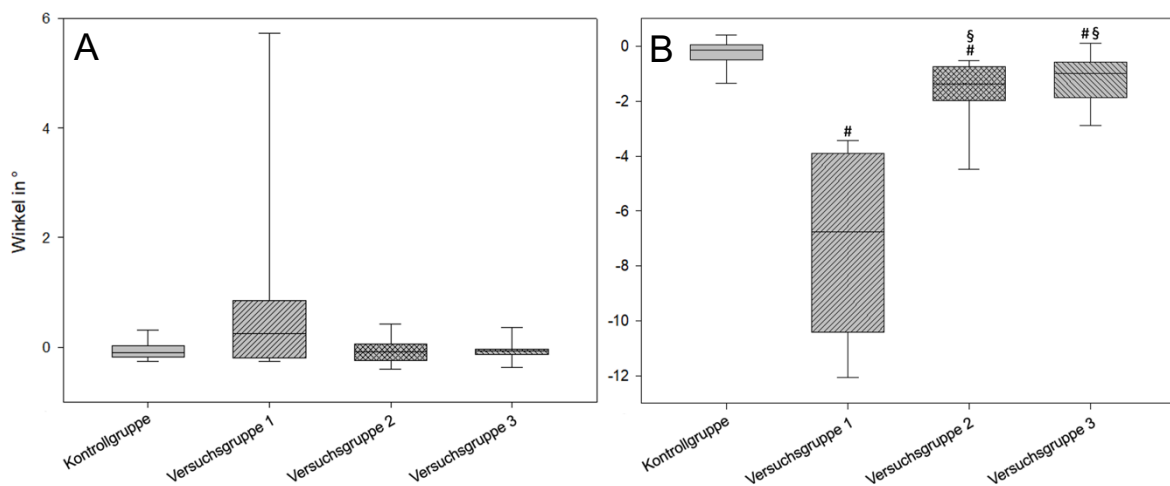


Abbildung 34:

A: Verschiebung des Winkels 1 der Symphyse im Zweibeinstand zwischen 50 N und 400 N Belastung (Median, 1.Quartil und 3. Quartil)

B: Verschiebung des Winkels 1 der Symphyse im Einbeinstand zwischen 50 N und 400 N Belastung (Median, 1.Quartil und 3. Quartil)

$p < 0,05$ vs. Kontrollgruppe, § $p < 0,05$ vs. Versuchsgruppe 1

4.5.1 Zweibeinstand

Die Verschiebungen des Winkels 1, welche sich zwischen 50 N Anfang und 400 N Belastung im Zweibeinstand ergaben, lagen in der Kontrollgruppe bei $Md=-0,1^\circ$ ($-0,1850^\circ; 0,035^\circ$), in der Versuchsgruppe 1 bei $Md=0,245^\circ$ ($-0,19^\circ; 0,8475^\circ$), in der Versuchsgruppe 2 bei $Md=-0,09^\circ$ ($-0,245^\circ; 0,0575^\circ$) und in der Versuchsgruppe 3 bei $Md=-0,075^\circ$ ($-0,1375^\circ; -0,035^\circ$)

Die Veränderung des Winkels 1 ergab im Zweibeinstand keine signifikanten Unterschiede. Jedoch wird deutlich, dass in der Versuchsgruppe 1 eine deutlich größere Streuung der gemessenen Winkel vorlag.

4.5.2 Einbeinstand

Die Verschiebungen des Winkels 1 betragen im Einbeinstand in der Kontrollgruppe $Md=-0,15^\circ$ ($-0,495^\circ; 0,04^\circ$), in der Versuchsgruppe 1 $Md=-6,755^\circ$ ($-10,41^\circ; -3,9075^\circ$), in der Versuchsgruppe 2 $Md=-1,375^\circ$ ($-1,9875^\circ; -0,7475^\circ$) und in der Versuchsgruppe 3 $Md=-1,01^\circ$ ($-1,87^\circ; -0,5775^\circ$).

Im Einbeinstand war die Streuung der Messwerte der Versuchsgruppe 1 nochmal deutlich größer und die Winkelveränderung signifikant größer als bei der Kontrollgruppe $p<0,05$ (siehe *Abbildung 34 B*). Auch die Versuchsgruppen 2 und 3 zeigten signifikant größere Veränderungen als die Kontrollgruppe $p<0,05$ (siehe *Abbildung 34 B*). Im Vergleich zur Versuchsgruppe 1 hatten die Versuchsgruppen 2 und 3 signifikant geringere Winkelveränderungen $p<0,05$ (siehe *Abbildung 34 B*).

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methoden

Die Untersuchung neuer Ansätze zur Stabilisierung der Symphyse erfolgte anhand bereits etablierter Methoden.

Zur Durchführung biomechanischer Studien werden sowohl humane als auch synthetische Modelle verwendet [1,26,35,37,39,53,57,78], zwischen denen zum Teil Unterschiede beschrieben wurden. Hierbei zeigen insbesondere „Fresh-Frozen“ Humanpräparate aufgrund der sehr realitätsnahen biologischen knöchernen Strukturen und Bandverbindungen eine gute Vergleichbarkeit zum Lebenden [47]. Auch die Ligamentotaxis kann nur durch Humanpräparate im Laborversuch untersucht werden.

Allerdings weisen solche Präparate eine anatomisch bedingte Heterogenität durch die unterschiedliche Geometrie auf und haben aufgrund der meist geriatrischen Körperspender eine insgesamt verminderte Knochendichte und -qualität [35].

Im Gegensatz zu humanen Präparaten haben synthetische Beckenmodelle aufgrund ihrer einfachen Verfügbarkeit, homogenen Struktur und Geometrie Vorteile zum Erlangen reproduzierbarer Ergebnisse unter Belastung [16]. In unserer Studie wurden Beckenmodelle der Firma Synbone® (Zizers, Graubünden, Schweiz) verwendet. In vorangegangenen Studien konnte eine gute Vergleichbarkeit synthetischer Beckenmodellen mit Humanpräparaten gezeigt werden [35].

Für jede der vier Gruppen wurden n=8 Becken verwendet. Diese Gruppengröße wurde bereits in vergleichbaren biomechanischen Studien etabliert [30,31,40].

Als derzeitiger Goldstandard der Stabilisierung der Symphyse gilt die winkelstabile Plattenosteosynthese [28]. In unserer Studie wurde diese Art der Osteosynthese als Kontrollgruppe gewählt. Es wurde eine 6-Loch-3,5mm-Symphysenplatte verwendet, die um 10° vorgebogen wurde. In vorangegangenen Studien führte dies zu einer Erhöhung der Kontaktfläche und Kompressionskraft [78]. Entsprechend erfolgte der Vergleich der Kontrollgruppe in Bezug auf Kontaktfläche und Kompressionskraft mit den neuen Versorgungsstrategien. Alle Osteosynthesen wurden durch den gleichen Operateur durchgeführt. Die Implantation erfolgte mittels Repositionsschablone und Bohrhülsen, um wie in ähnlichen Studien die Versorgungsvarianz gering zu halten [65,93]. Die anschließende Repositionskontrolle erfolgte röntgenologisch.

Die FiberTape® Cerclage wurde bei allen Becken auf die gleiche Art und Weise implantiert und dieselbe definierte Kraft von 60 Pfund mithilfe des Tensiometers angelegt. Dieser Wert wurde bereits in anderen biomechanischen Studien beschrieben [43]. Die im Rahmen der Frakturversorgung angelegte Kraft wird in der Regel an die anatomische Region und Knochenstruktur adaptiert. 2022 veröffentlichten Jordan et al. die Ergebnisse von Versuchen mit einem kombinierten Implantat bestehend aus Stahlkabeln und Klammern. Diese neue Versorgungsmethode erreichte gleichwertig stabile Ergebnisse wie eine Symphysenplatte. Sie wählten diese Kombination aus Stahlkabeln und Verankerungen, da sie ein Einschneiden der Kabel in den Knochen befürchteten [53]. In keiner der hier durchgeführten Stabilisierungen mittels FiberTape® Cerclage zeigte sich ein Einschneiden an der Knochenoberfläche durch die angelegte Spannung des Implantats. Dies könnte man darauf zurückführen, dass durch den geflochtenen FiberTape® eine breitere Auflagefläche auf der Kortikalis entsteht. Es zeigte sich auch keine Dislokation der Symphyse.

Die Nitinolklammern, die in den weiteren Versuchsgruppen verwendet wurden, sind bereits seit mehreren Jahren im Rahmen knochenchirurgischer Eingriffe etabliert [90]. Aufgrund der hohen Selbstretraktionskraft können diese Implantate eine hohe Kompressionskraft und Primärstabilität auf den Osteotomie- oder Frakturspalt aufbringen. Chan et al. zeigten, dass Nitinolklammern auch im Rahmen traumatologischer Eingriffe sicher eingesetzt werden können [20]. In der Literatur wurde die erhöhte Rotationsstabilität der vierbeinigen Nitinolklammern gegenüber zweibeinigen Klammern belegt [97]. Trotz der guten Eigenschaften der Nitinolklammern hinsichtlich Repositionsergebnis, Kompressionskraft und Verträglichkeit ist deren Einsatz aufgrund der aktuell verfügbaren Längen und Breiten derzeit nur auf eine begrenzte Anzahl von Indikationen beschränkt [105]. Der kranial-kaudale Durchmesser der Symphyse zeigt sich deutlich länger als die hier verwendeten Nitinolklammern. Dies könnte einen Einfluss auf die Stabilität der Versorgung haben. Die Klammern wurden gemäß den Herstellerangaben eingebracht [120,121]. Die korrekte Lage der Nitinolklammern beider Versuchsgruppen wurde ebenso röntgenologisch kontrolliert. 2023 wurden die Ergebnisse einer retrospektiven Studie von Passias et al. veröffentlicht. Sie verglichen verschiedene Stabilisierungen der Symphyse. In der Versuchsgruppe wurden Nitinolklammern und deren Kombination mit einer Plattenosteosynthese verwendet. Die Kontrollgruppe wurde nur mit Platten und Schrauben stabilisiert. Passias et al. stellten fest, dass es in der Gruppe der Nitinolklammern im Vergleich zur Kontrollgruppe keine erhöhte Rate an klinischen Ausfällen gab. Jedoch konnte beobachtet werden, dass bei Patienten, die mit Nitinolklammern versorgt wurden, diese klinischen Ausfälle signifikant früher auftraten [76]. Da wir jedoch in unserer Studie eine zusätzliche FiberTape® Cerclage verwendeten, gehen wir von einer rigideren Stabilisierung aus mit geringerer Wahrscheinlichkeit eines

Implantatversagens. Zudem könnte diese Wahrscheinlichkeit durch Anpassung der Implantatgeometrie an die Symphyse weiter gesenkt werden.

Die biomechanische Untersuchung des Beckens erfolgt in vielen Studien im Einbein- oder im Zweibeinstandmodell [30,31,50,52,61,65,66]. Aufgrund der unterschiedlich wirkenden Kräfte (Druck- vs. Zugbelastungen) wurden im Rahmen dieser Studie beide Modelle angewandt, um die Belastung der Osteosynthesen zu untersuchen. Durch Kombination beider Modelle konnten die verschiedenen beim Gehen auftretenden Kräfte und die wiederholte Kompression der Symphyse simuliert werden [80]. Hierbei war der Versuchsaufbau des Einbeinstandes, welcher der Wechsellastbelastung des Beckens entspricht, durch die genormte Länge des simulierten Muskelzuges bei allen Becken und allen Versuchsgruppen gleich. Die hier verwendete Methodik ist bereits in der Literatur etabliert [31,40,52,61].

Um jedoch auch Zugkräfte im Symphysenspalt zu erzeugen [10], wurde der Zweibeinstand wie in vergleichbaren Studien verwendet [17,30,31,50,65,66]. Die Studie von Strobel aus dem Jahr 2020 beschrieb, dass es durch diese wirkenden Zugkräfte vor allem in den kaudalen Bereichen der Symphyse zu einem Verlust der Kompressionskraft kommt [93]. Im Rahmen unserer Studie sollten die neuen Versorgungsmethoden diesen Kräften ausgesetzt werden, um deren Verhalten im Vergleich zu reinen Plattenosteosynthesen zu analysieren.

Durch die Kombination von Einbein- und Zweibeinstand ist eine Analyse im Stehen und in alternierender Belastung eines Beines möglich und kommt bereits bei ähnlichen Fragestellungen zur Anwendung [31].

Verwendet wurde bei der Testung eine zyklische axiale Belastung zunehmender Stärke. Schildhauer et al. beschrieben in seiner Studie zu instabilen Sakrumfrakturen, dass die zyklische Abfolge eine Simulation der postoperativen Verhältnisse darstellt [85].

Die maximale Belastung mittels der Prüfmaschine wurde anhand der in der Literatur etablierten Verfahren umgesetzt [26,30,40,64,75]. Andere biomechanische Studien verwendeten Maximalbelastungen von 350 N [64], 365 N [26] und 500 N [75]. Unsere gewählten 400 N entsprechen also den in der Literatur verwendeten Belastungen. Aufgrund der fehlenden ligamentären Strukturen, vor allem im Bereich des hinteren Beckenrings, können modellbedingt keine höheren Werte erreicht werden. Da aber in vivo durch Weichteile Kraftspitzen gedämpft werden, würden die hier verwendeten 400 N möglicherweise deutlich mehr Belastung entsprechen [42].

Um Kompressionskraft und Kontaktfläche der Symphyse zu jedem Zeitpunkt messen zu können, kamen wie in vergleichbaren Untersuchungen Drucksensorfolien zum Einsatz (Tekscan Inc., South Boston, Massachusetts, Vereinigte Staaten) [33,81,99]. Um möglichst viele Informationen über die wirkenden Kräfte innerhalb der Symphyse zu erhalten, erfolgte

die Platzierung im Symphysenspalt [93,99]. Wie in vorangegangenen Studien, wurde der verwendete Folientyp (Typ 5033) durch doppelseitiges Klebeband (Tesa®, Norderstedt, Deutschland) ergänzt, um den Discus interpubicus zu imitieren [65,93]. Die Unterteilung der Symphyse in drei Segmente bei der Auswertung der Kompressionskraft und Kontaktfläche erlaubt Aussagen über unterschiedliche Kräfte entlang der Symphyse [10]. Eine Kalibrierung der Drucksensorfolien wurde gemäß Herstellerangaben durchgeführt und wurde ebenfalls in Vorstudien beschrieben [31,122].

Um die Verschiebungen der Symphyse dreidimensional aufnehmen und messen zu können, gibt es zum einen 3D Ultraschall Tracking Systeme und zum anderen Motion Tracking Systeme bestehend aus Kameras und passiven Markern. Beide Systeme wurden bereits in anderen Studien etabliert [9,36,58,94]. Wir entschieden uns für die Kombination von Kameras, passiven Markern und der Software Motive der Marke OptiTrack® (Corvallis, Oregon, Vereinigte Staaten). Dieses System bietet die Vorteile einer hohen Genauigkeit von 0,2 mm und der einfachen Platzierung an allen möglichen Punkten an den Modellen [115]. Auch andere biomechanische Studien etablierten zuvor das System von OptiTrack® (Corvallis, Oregon, Vereinigte Staaten) [31,40]. Die gewählte Position der passiven Marker wurde ebenfalls schon in der Literatur beschrieben [31].

5.1.1 Limitationen der Studie

Die Nachteile unserer Studie sind durch die verwendete Methodik begründet. Auf der einen Seite sind die Vor- und Nachteile der synthetischen Becken zu nennen (siehe Abschnitt 5.1). Aufgrund der fehlenden ligamentären Strukturen sind die gewonnenen Ergebnisse unserer Studie nicht ohne Weiteres auf humane Becken zu übertragen.

Weiterhin waren die zyklischen Belastungen in unserer Studie zeitlich begrenzt. Durch eine Durchführung eines Dauerversuchs mit deutlich mehr Belastungszyklen könnte eine mögliche Lockerung der Implantate weiter untersucht werden.

Eine weitere Limitation ergab sich dadurch, dass aufgrund des Materials der verwendeten Becken keine Maximalbelastung durch die Prüfmaschine möglich war. Auch solche hohen Belastungen müssten untersucht werden, da sie in vivo z.B. bei einem Sprung entstehen könnten.

Ferner wurden in unserer Studie Implantate aus dem Bereich der Fußchirurgie eingesetzt. Diese sind für den Gebrauch an der Symphyse möglicherweise zu kurz. Zum Zeitpunkt der Studie waren keine längeren und besser zur Geometrie der Symphyse passenden Implantate auf dem Markt verfügbar.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Zweibeinstand

Bei der Betrachtung der Gesamtkompressionskraft der Symphyse zeigten sich nach Osteosynthese alle Versuchsgruppen auf einem Niveau. Somit konnte in allen Gruppen eine ausreichende Kompressionskraft erreicht werden. Die Studie von Fritz et al. aus dem Jahr 2020 untersuchte die Stabilisierung der Symphyse durch einen Fixateur interne. Die dort gemessenen Kompressionskräfte zeigten ähnliche Werte wie unsere Versuchsgruppen [30]. Auch unsere gemessenen Kontaktflächen zeigten vergleichbare Werte [30]. Jedoch sind unsere verwendeten Implantate deutlich kleiner als die Symphysenplatte und der Fixateur interne.

Es ließ sich beobachten, dass unter Belastung lediglich die Kontrollgruppe einen signifikanten Abfall der Kompressionskraft aufwies. Auch andere biomechanische Studien der Symphyse zeigten, dass aufgrund der kranial eingebrachten Symphysenplatte ein kaudales Auseinanderweichen der Symphyse nicht adäquat verhindert werden konnte [30,93]. Dies erklärt sich durch die vermehrte Beweglichkeit aufgrund fehlender Stabilisierung des kaudalen Anteils, die wir in der segmentierten Messung der Kompressionskraft und Kontaktfläche bestätigen konnten.

Aufgrund dieser Problematik wurden in den letzten Jahren vermehrt Forschungsansätze zur Stabilisierung des kaudalen Anteils der Symphyse beschrieben [18,52,53]. Passend dazu zeigte sich auch in unserer Studie, dass durch die Verwendung einer Cerclage mit kranialen Nitinolklammern die Kraft und Fläche in kaudalen Segmenten auch unter axialer Belastung aufrechterhalten werden konnte (siehe Abbildung 28 und Abbildung 32). Dies erklärt sich dadurch, dass der einwirkenden axialen Kraft durch die weiter kaudal angebrachte Cerclage im Vergleich zu rein kranial eingebrachten Implantaten besser entgegengewirkt werden kann. Auffällig war hierbei die sehr homogene Kontaktfläche unserer Versuchsgruppen, was zu einer verbesserten Heilung der ligamentären Strukturen in der Symphyse führen kann. Diese Tatsache wurde bereits in ähnlichen biomechanischen Studien beschrieben [65,93].

In der Vergangenheit wurden bereits vergleichbare Studien zu neuen Versorgungsstrategien einer Symphysenruptur durchgeführt. Im Jahr 2022 führten O'Neill et al. eine biomechanische Studie zur Versorgung einer vertikal instabilen Beckenverletzung (AO Typ 61-C1) durch. Sie testeten dabei perkutane Symphysenschrauben als eine weniger invasive Versorgungsmethode dieser Verletzung. In ihren Versuchen konnte von den Forschenden eine vermehrte

Verschiebung in der anteroposterioren Achse gezeigt werden [74]. Im Gegensatz zu unserer Studie führten O'Neill et al. die Versuche nur im Einbeinstand durch [74].

Im Jahr 2021 wurde von Jordan et al. eine Studie zur Versorgung der Symphysenruptur durchgeführt. In biomechanischen Testungen wurden transobturatorische Stahlseile und Titan-Cerclagen miteinander verglichen. Jordan et al. führten die Experimente ebenfalls nur im Einbeinstand durch. Auch sie beschrieben im Rahmen ihrer Veröffentlichung mögliche Komplikationen durch vertikale und horizontale Dislokationen des Schambeinrandes [52].

Ein ähnliches Problem wie in den beiden Studien konnten wir auch in unserer Versuchsgruppe 1 beobachten. Hierbei zeigte die 3D-optische Messung den größten Interquartilsabstand im Vergleich zu den anderen Gruppen. Um diese Instabilitäten zu reduzieren, wurden in unserer Studie zusätzlich Nitinolklammern verwendet. Durch den Einsatz dieser Nitinolklammern konnten die beschriebenen Dislokationen verhindert werden.

Toby et al. beschrieben 2014, dass vierbeinige Nitinolklammern gegenüber zweibeinigen Nitinolklammern eine Erhöhung der Rotationsstabilität bewirken [97]. Das konnten wir durch die Verringerung der horizontalen Beweglichkeit (siehe Abbildung 34) bestätigen. Des Weiteren konnten die höchsten Kräfte in der Versuchsgruppe 3 erreicht werden. Erklärbar ist diese Tatsache dadurch, dass unsere verwendete Nitinolklammer größer ist und über vier anstelle von zwei Beinen verfügt. Eine zusätzliche Rotationsstabilität der BME Elite™ Nitinolklammer ergibt unter Berücksichtigung der Fläche keinen signifikanten Vorteil gegenüber der zweibeinigen DynaNite® Klammer.

5.2.2 Einbeinstand

Im Einbeinstand kam es in der Kontrollgruppe zu einer signifikanten Steigerung der Kompressionskraft und Kontaktfläche unter Belastung. Diese scheinbare Überlegenheit den anderen Gruppen gegenüber spricht jedoch gleichzeitig für eine erhöhte Mobilität. Dies könnte sich nachteilig auf den Heilungsprozess auswirken. Eine solche erhöhte Mobilität konnte ebenso in vorangegangenen Studien beobachtet werden [31].

In der Versuchsgruppe 1 sah man bei Belastung einen leichten Abfall der Kompressionskraft, und eine signifikante Verringerung der Kontaktfläche. Dies lässt sich erneut durch die vertikale Verschiebung der Symphyse in die anteroposteriore Richtung erklären. Sowohl Jordan et al. als auch O'Neill et al. beschrieben in ihren Veröffentlichungen eine solche mögliche Dislokation der Symphyse im Einbeinstand [52,74]. Auch während unseres Versuchs konnte diese Verschiebung in der Prüfmaschine beobachtet werden.

Wir konnten auch hier durch den Einsatz kranialer Nitinolklammern diese Verschiebung reduzieren. Dadurch kam es zu keinem Abfall der Kompressionskraft und Kontaktfläche während des Einbeinstandes in den Versuchsgruppen 2 und 3.

Bei Betrachtung der Segmente zeigte sich der stärkste Anstieg der Kraft und Fläche im kaudalen Segment der Kontrollgruppe. Die alleinige kraniale Stabilisierung der Symphysenplatte führte zu einer vermehrten Beweglichkeit im kaudalen Abschnitt. Dies konnte bereits von Fritz et al. in der 2023 veröffentlichten Studie bei Symphysenplatten beobachtet werden [31].

Aufgrund der zusätzlichen kaudalen Stabilität durch die Cerclage konnte diese Mobilität im kaudalen Abschnitt in den Versuchsgruppen 2 und 3 nicht gezeigt werden. Im Gegensatz hierzu zeigte die alleinige Stabilisierung mittels Cerclage ohne kraniale Stabilisierung einen signifikanten Abfall der kaudalen Kontaktfläche. Dies kann ebenso durch eine horizontale Verschiebung der Symphyse erklärt werden [74].

Darüber hinaus bestätigte die 3D-optische Messung diese horizontalen Verschiebungen. Hier waren große signifikante Winkeländerungen der Versuchsgruppe 1 im Einbeinstand verglichen mit der Kontrollgruppe nachweisbar. Versuchsgruppe 2 und 3 waren der Kontrollgruppe ebenso unterlegen, jedoch der Versuchsgruppe 1 signifikant überlegen. Dabei ist zu erwähnen, dass der Median der Winkeländerungen in den Versuchsgruppen 2 und 3 dennoch unter 2° lag. Durch Ergänzungen der Nitinolklammern konnte so in den Versuchsgruppen 2 und 3 die vertikale und horizontale Verschiebung der Cerclage stark reduziert werden. Dennoch zeigte sich eine größere Verschieblichkeit als bei der Kontrollgruppe. Diese Dislokationen könnten in Zukunft durch Anpassung der Länge der Nitinolklammern weiter positiv beeinflusst werden, und so auch in der 3D-optischen Messung zu gleich guten Ergebnissen wie die Kontrollgruppe führen.

Aus beiden Versuchen lässt sich schlussfolgern, dass es in der Kontrollgruppe zu enormen Unterschieden der Kompressionskraft und Kontaktfläche im Zwei- und Einbeinstand kommt. Dies deutet auf eine stark erhöhte Mobilität und Flexibilität der Plattenosteosynthese hin. Die getesteten Versuchsgruppen 2 und 3 konnten ihr anfängliches Niveau in beiden Versuchen aufrechterhalten. Die Cerclage allein (Versuchsgruppe 1) stellte vor allem im Einbeinstand keine zufriedenstellende Osteosynthese dar, wie vor allem bei Betrachtung der Fläche und der 3D-optischen Daten deutlich wurde. Die beste Stabilität in beiden Versuchen konnte durch Ergänzung der Cerclage durch kraniale Nitinolklammern in den Versuchsgruppen 2 und 3 erreicht werden. Hiermit konnte die Kompressionskraft und Kontaktfläche auf ihrem anfänglichen Niveau gehalten werden und bietet dadurch ein rigides System während der

simulierten Belastungen sowohl im Stand als auch während des Gehens. Vor allem in segmentaler Betrachtung der Fläche und Kraft zeigten sich hier keine Anzeichen von Kranialisierung oder Kaudalisierung, wie es bei der Kontrollgruppe zu beobachten war.

5.3 Klinische Relevanz

Plattenosteosynthetische Versorgungen gehen mit dem Risiko von verschiedenen Komplikationen (siehe Abschnitt 2.2.5.2) einher. Daher besteht die Notwendigkeit zur Etablierung von minimalinvasiven Methoden zur Stabilisierung der „open-book“-Verletzung. In unserer Studie wurde daher erstmalig die Kombination von FiberTape® Cerclagen mit Nitinolklammern untersucht. Aufgrund der kleinen Implantatgröße wäre ein minimalinvasiver Eingriff möglich. Zusammenfassend stellt unsere Versorgungsmethode eine stabile und der Plattenosteosynthese gleichwertige und teilweise überlegene Alternative dar. Unsere neue Versorgungsmethode sollte allerdings in weiterführenden biomechanischen Testungen untersucht werden.

5.4 Fazit

Unter Betrachtung aller ausgewerteter Parameter lässt sich schlussfolgern, dass wir durch die Kombination von Cerclagesystemen mit Nitinolklammern ein sehr stabiles Konstrukt erreichen konnten. Die Versuchsgruppen 2 und 3 zeigten sich äquivalent und sogar zum Teil überlegen gegenüber der bisher als Goldstandard geltenden Plattenosteosynthese. Die zu Beginn der Studie aufgestellten Alternativhypothesen 2 und 3 konnten durch unsere Versuche bestätigt werden.

Aufgrund der kombinierten Anwendung dieser Methodik kann eine neue minimalinvasive Versorgungsstrategie abgeleitet und weiterentwickelt werden. Auch durch die teilweise gewonnene Stabilität der Symphyse könnte ein Vorteil für die betroffenen Patientinnen und Patienten resultieren. Hierzu würden ergänzende Versuche im Sinne von anatomischen Studien mit angepassten Implantaten weitere wichtige Erkenntnisse liefern.

6 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* 47:1456–1460
2. Alton TB, Gee AO (2014) Classifications in brief: Young and Burgess classification of pelvic ring injuries. *Clin Orthop Relat Res* 472:2338–2342
3. Arand M (2019) Physical treatment options with impact on bone healing. *Unfallchirurg* 122:526–533
4. Au J, Perriman DM, Bolton C, Abbott L, Neeman T, Smith PN (2016) AO pelvic fracture classification: can an educational package improve orthopaedic registrar performance? *ANZ J Surg* 86:1019–1023
5. Aumüller G, Aust G, Conrad A, Engele J, Kirsch J, Maio G, Mayerhofer A, Mense S, Reißig D, Salvetter J, Schmidt W, Schmitz F, Schulte E, Spanel-Borowski K, Wennemuth G, Wolff W, Wurzinger LJ, Zilch H-G (2020) *Duale Reihe Anatomie*. 5th edition. Georg Thieme Verlag
6. Baierlein SA, Finkenzeller G, Rikli DA, Schmidt F, Skarvan J, Slongo T, Wistop A (2011) *Frakturklassifikationen*. 1st edition. Georg Thieme Verlag
7. Baker JE, Werner NL, Burlew CC (2024) *Management of Pelvic Trauma*. *Surgical Clinics of North America* 104:367–384
8. 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* 2005 27:6 27:487–490
9. Becker CA, Kammerlander C, Kußmaul AC, Woiczinski M, Thorwächter C, Zeckey C, Sommer F, Linhart C, Weidert S, Suero EM, Böcker W, Greiner A (2019) Modified less invasive anterior subcutaneous fixator for unstable Tile-C-pelvic ring fractures: A biomechanical study. *Biomed Eng Online* 18:1–8
10. Becker I, Woodley SJ, Stringer MD (2010) The adult human pubic symphysis: a systematic review. *J Anat* 217:475–487
11. Becker SC, Holstein JH, Pizanis A, Pohlemann T (2013) Anteriore Zugänge zum Beckenring. *Unfallchirurg* 116:198–204
12. Breuil V, Roux CH, Carle GF (2016) Pelvic fractures: Epidemiology, consequences, and medical management. *Curr Opin Rheumatol* 28:442–447
13. Bruch H-P, Trentz O (2008) *Berchtold chirurgie*. 6th edition. Urban & Fischer
14. Burkhardt M, Culemann U, Seekamp A, Pohlemann T (2005) Operative Versorgungsstrategien beim Polytrauma mit Beckenfraktur. *Der Unfallchirurg* 2005 108:10 108:812–820

15. 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–S75
16. Camino Willhuber G, Zderic I, Gras F, Wahl D, Sancineto C, Barla J, Windolf M, Richards RG, Gueorguiev B (2016) Analysis of sacro-iliac joint screw fixation: does quality of reduction and screw orientation influence joint stability? A biomechanical study. *Int Orthop* 40:1537–1543
17. Cano-Luis P, Giráldez-Sánchez MA, Martínez-Reina J, Serrano-Escalante FJ, Galleguillos-Rioboo C, Lázaro-González A, García-Rodríguez J, Navarro A (2012) Biomechanical analysis of a new minimally invasive system for osteosynthesis of pubis symphysis disruption. *Injury* 43 Suppl 2:
18. Cavalcanti Kußmaul A, Schwaabe F, Kistler M, Gennen C, Andreß S, Becker CA, Böcker W, Greiner A (2022) Novel minimally invasive tape suture osteosynthesis for instabilities of the pubic symphysis: a biomechanical study. *Arch Orthop Trauma Surg* 142:2235
19. Chamberlain CS, Leiferman EM, Frisch KE, Wang S, Yang X, Brickson SL, Vanderby R (2011) The Influence of Interleukin-4 on Ligament Healing. *Wound Repair Regen* 19:426
20. Chan G, Kozhikunnath A, Ahmed M, Shaik Y (2022) Nitinol Shape Memory Staple Fixation of Lisfranc Fractures is Safe and Efficacious. *Foot Ankle Orthop* 7:2473011421S0061
21. Coccolini F, Stahel PF, Montori G, Biffi W, Horer TM, Catena F, Kluger Y, Moore EE, Peitzman AB, Ivatury R, Coimbra R, Fraga GP, Pereira B, Rizoli S, Kirkpatrick A, Leppaniemi A, Manfredi R, Magnone S, Chiara O, Solaini L, Ceresoli M, Allievi N, Arvieux C, Velmahos G, Balogh Z, Naidoo N, Weber D, Abu-Zidan F, Sartelli M, Ansaloni L (2017) Pelvic trauma: WSES classification and guidelines. *World J Emerg Surg* 12:
22. Culemann U, Oestern HJ, Pohlemann T (2014) Aktuelle Behandlung der Beckenringfraktur. *Der Unfallchirurg* 2014 117:2 117:145–161
23. Davis DD, Foris LA, Kane SM, Waseem M (2021) Pelvic Fracture. StatPearls Publishing
24. Daye SS, Barone JE, Lincer RM, Blabey RC, Smego DR (1993) Pfannenstiel syndrome. *American Surgeon* 59:459–460
25. Durkin A, Sagi HC, Durham R, Flint L (2006) Contemporary management of pelvic fractures. *The American Journal of Surgery* 192:211–223
26. Fensky F, Weiser L, Sellenschloh K, Vollmer M, Hartel MJ, Morlock MM, Püschel K, Rueger JM, Lehmann W (2021) Biomechanical analysis of anterior pelvic ring fractures

- with intact peripelvic soft tissues: a cadaveric study. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 47:187–193
27. Fridman M, Melecchi Glass A, Pastro Noronha JA, Franco Carvalhal E, Klafke Martini R (2003) Spontaneous urinary voiding of a metallic implant after operative fixation of the pubic symphysis: a case report. *J Bone Joint Surg Am* 85:1129–1132
 28. Fritz T, Veith N, Braun B, Pohlemann T, Herath S (2018) Beckenchirurgie – Akutversorgung. *OP-JOURNAL* 34:26–32
 29. Fritz T, Braun BJ, Veith NT, Hopp SJ, Mettelsiefen L, Strobel F, Pohlemann T, Pizanis A (2019) Stabilization of a Type B1.1 Injury in a Morbidly Obese Patient Using an Internal Fixator in a Minimally Invasive Technique. *JBJS Case Connect* 9:E0075
 30. Fritz T, Mettelsiefen L, Strobel F, Braun BJ, Herath SC, Hopp SJ, Histing T, Pohlemann T, Pizanis A (2020) A novel internal fixation method for open book injuries of the pubic symphysis- A biomechanical analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 77:
 31. Fritz T, Orth M, Hopp SJ, Briem J, Hahner J, Osche D, Pohlemann T, Pizanis A (2023) A novel minimally invasive and press-fit method for symphysiodesis-a biomechanical analysis. *J EXP ORTOP* 10, 98
 32. Fritz T, Hahner J, Briem J, Osche D, Orth M, Pohlemann T, Pizanis A *GMS | German Congress of Orthopaedics and Traumatology (DKOU 2023) | Entwicklung einer minimalinvasiven Arthrodesemethode der Symphyse – eine biomechanische Studie am Humanpräparat.*
 33. Gardner MJ, Kendoff D, Ostermeier S, Citak M, Hüfner T, Krettek C, Nork SE (2007) Sacroiliac joint compression using an anterior pelvic compressor: A mechanical study in synthetic bone. *J Orthop Trauma* 21:435–441
 34. Giannoudis P v., Chalidis BE, Roberts CS (2008) Internal fixation of traumatic diastasis of pubic symphysis: Is plate removal essential? *Arch Orthop Trauma Surg* 128:325–331
 35. Girardi BL, Attia T, Backstein D, Safir O, Willett TL, Kuzyk PRT (2016) Biomechanical comparison of the human cadaveric pelvis with a fourth generation composite model. *J Biomech* 49:537–542
 36. Godinsky RJ, Vrabec GA, Guseila LM, Filipkowski DE, Elias JJ (2016) Biomechanical comparison of locked versus non-locked symphyseal plating of unstable pelvic ring injuries. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 2016 44:2 44:179–184
 37. Göpfert B, Krol Z, Freslier M, Krieg AH (2011) 3D video-based deformation measurement of the pelvis bone under dynamic cyclic loading. *Biomed Eng Online* 10:60
 38. Gordon WT, Fleming ME, Johnson AE, Gurney J, Shackelford S, Stockinger ZT (2018) Pelvic Fracture Care. *Mil Med* 183:115–117

39. Grant JA, Bishop NE, Götzen N, Sprecher C, Honl M, Morlock MM (2007) Artificial composite bone as a model of human trabecular bone: The implant–bone interface. *J Biomech* 40:1158–1164
40. Graul I, Marintschev I, Pizanis A, Herath SC, Pohlemann T, Fritz T (2022) The effect of an infra-acetabular screw for anatomically shaped three-dimensional plate or standard plate designs in acetabulum fractures: a biomechanical analysis. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 48:3757
41. Grieser T (2020) Radiologische Diagnostik von Beckenringfrakturen. *Der Radiologe* 2020 60:3 60:226–246
42. Hackl S, Augat P, Friederichs J (2020) Biomechanik von Becken- und hüftnahen Frakturen. *OUP 02/2020:068–073*
43. Hägerich LM, Dyrna FGE, Katthagen JC, Michel PA, Heilmann LF, Frank A, Raschke MJ, Schliemann B, Riesenbeck O (2022) Cerclage performance analysis – a biomechanical comparison of different techniques and materials. *BMC Musculoskelet Disord* 23:1–8
44. Henne-Bruns D (2012) *Chirurgie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
45. Herren C, Dienstknecht T, Siewe J, Kobbe P, Pape HC, Hildebrand F (2016) Operative Versorgung der Symphysensprengung. *Der Unfallchirurg* 2016 119:5 119:447–449
46. Hildebrand KA, Frank CB (1998) SCAR FORMATION AND LIGAMENT HEALING. 41:
47. Hohmann E, Keough N, Glatt V, Tetsworth K, Putz R, Imhoff A (2019) The mechanical properties of fresh versus fresh/frozen and preserved (Thiel and Formalin) long head of biceps tendons: A cadaveric investigation. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger* 221:186–191
48. Holzgreve H (2021) Die Schambeinfuge öffnet sich wie ein Buch. *MMW Fortschr Med* 163:28
49. Incagnoli P, Puidupin A, Ausset S, Beregi JP, Bessereau J, Bobbia X, Brun J, Brunel E, Buléon C, Choukroun J, Combes X, David JS, Desfemmes FR, Garrigue D, Hanouz JL, Plénier I, Rongieras F, Vivien B, Gauss T, Harrois A, Bouzat P, Kipnis E (2019) Early management of severe pelvic injury (first 24 hours). *Anaesth Crit Care Pain Med* 38:199–207
50. Jazini E, Klocke N, Tannous O, Johal HS, Hao J, Salloum K, Gelb DE, Nascone JW, Belin E, Hoshino CM, Hussain M, O’Toole R V., Bucklen B, Ludwig SC (2017) Does Lumbopelvic Fixation Add Stability? A Cadaveric Biomechanical Analysis of an Unstable Pelvic Fracture Model. *J Orthop Trauma* 31:37–46
51. Jordan MC, Jäckle V, Scheidt S, Eden L, Gilbert F, Heintel TM, Jansen H, Meffert RH (2020) Outcome after plate stabilization of symphyseal diastasis. *Unfallchirurg* 123:870–878

52. Jordan MC, Jäckle V, Scheidt S, Gilbert F, Hölscher-Doht S, Ergün S, Meffert RH, Heintel TM (2021) Trans-obturator cable fixation of open book pelvic injuries. *Sci Rep* 11:13463
53. Jordan MC, Bröer D, Fischer C, Heilig P, Gilbert F, Hölscher-Doht S, Kalogirou C, Popp K, Grunz J-P, Huflage H, Jakubietz RG, Ergün S, Meffert RH (2022) Development and preclinical evaluation of a cable-clamp fixation device for a disrupted pubic symphysis. *Communications Medicine* 2:1 2:1–14
54. Karkhur Y, Tiwari A, Maini L, Bansal V, Kakralia A (2018) Radiological evaluation of pelvic inlet and outlet radiographic view in Indian population. *J Clin Orthop Trauma* 9:334–337
55. Leong NL, Kator JL, Clemens TL, James A, Enomoto-Iwamoto M, Jiang J (2020) Tendon and Ligament Healing and Current Approaches to Tendon and Ligament Regeneration. *J Orthop Res* 38:7
56. Li M, Xu R, Zheng Q, Xiao B, Wang G (2008) [Imaging diagnose and clinical meaning for easy neglect occult posterior pelvic ring injury]. *Zhongguo Gu Shang* 21:810–813
57. Liu X-W, Xu S-G, Zhang Y-T, Zhang C-C (2011) Biomechanical Study of Acetabular Tridimensional Memoryalloy Fixation System. *J of Materi Eng and Perform* 20, 671–678
58. Lodde MF, Katthagen JC, Schopper CO, Zderic I, Richards G, Gueorguiev B, Raschke MJ, Hartensuer R (2021) Biomechanical Comparison of Five Fixation Techniques for Unstable Fragility Fractures of the Pelvic Ring. *J Clin Med* 10:
59. Loos MJ, Scheltinga MR, Mulders LG, Roumen RM (2008) The Pfannenstiel incision as a source of chronic pain. *Obstetrics and Gynecology* 111:839–846
60. Lüllmann-Rauch R, Asan E (2015) Taschenbuch Histologie. 5th edition. Thieme
61. MacAvoy M C, McClellan R T, Goodman S B, Chien C R, Allen W A, van der Meulen M C (1997) Stability of open-book pelvic fractures using a new biomechanical model of single-limb stance. *J Orthop Trauma* 11:590–593
62. MacIntyre L (2011) New calibration method for I-scan sensors to enable the precise measurement of pressures delivered by “pressure garments.” *Burns* 37:1174–1181
63. Marsell R, Einhorn TA (2011) THE BIOLOGY OF FRACTURE HEALING. *Injury* 42:551
64. Mears SC, Sutter EG, Wall SJ, Rose DM, Belkoff SM (2010) Biomechanical comparison of three methods of sacral fracture fixation in osteoporotic bone. *Spine (Phila Pa 1976)* 35:
65. Mettelsiefen L-M (2020) Entwicklung einer neuen minimalinvasiven Versorgungsstrategie von Open Book Verletzungen der Symphyse.
66. Metz RM, Bledsoe JG, Moed BR (2018) Does Posterior Fixation of Partially Unstable Open-Book Pelvic Ring Injuries Decrease Symphyseal Plate Failure? A Biomechanical Study. *J Orthop Trauma* 32 Suppl 1:S18–S24

67. Minarski C, Stöckle U, Küper M, Trulson A, Stuby F (2018) Zugänge zum vorderen Beckenring. *OP-JOURNAL* 34:34–39
68. Moed BR, Barla J, Israel HA, Tovar S, Joeris A (2019) Current Trends in the Surgical Treatment of Open-Book Pelvic Ring Injuries: An International Survey Among Experienced Trauma Surgeons. *J Orthop Trauma* 33:
69. Morris SAC, Loveridge J, Smart DKA, Ward AJ, Chessier TJS (2012) Is Fixation Failure After Plate Fixation of the Symphysis Pubis Clinically Important? *Clin Orthop Relat Res* 470:2154
70. Mostafavi H, Tornetta P (1996) Radiologic evaluation of the pelvis. *Clin Orthop Relat Res* 6–14
71. Naidu DK, S A, R M, N G, Dhas K (2024) Management of Neglected Pubic Symphysis Diastasis and Sacroiliac Joint Disruption With Erectile Dysfunction in Polytrauma: A Case Report. *Cureus* 16:
72. Najibi S, Tannast M, Klenck RE, Matta JM (2010) Internal fixation of symphyseal disruption resulting from childbirth. *J Orthop Trauma* 24:732–739
73. Niethard FU, Biberthaler P, Pfeil J (2017) *Orthopädie und Unfallchirurgie*. 5th edition. Georg Thieme Verlag
74. O'Neill DE, Bradley HR, Hull B, Pierce W, Grewal IS, Starr AJ, Sathy A (2022) Percutaneous screw fixation of the pubic symphysis versus plate osteosynthesis: a biomechanical study. *OTA International* 5:e215
75. Osterhoff G, Reise R, Riemer E, Höch A, Fakler JKM, Heyde CE, Schleifenbaum S (2022) The pectineal ligament is a secondary stabilizer in anterior pelvic ring fractures - a biomechanical study. *Injury* 53:334–338
76. Passias BJ, Verre JJ, McGrath K, Degenova DT, Taylor BC (2023) The Use of Shape-Memory Alloy Staples (Nitinol) in the Treatment of Pubic Symphyseal Disruptions: Clinical Results and Radiographic Outcomes. *J Long Term Eff Med Implants* 33:67–74
77. Paulsen F, Waschke J (2017) Sobotta, *Atlas der Anatomie des Menschen Band 1: Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat*.
78. 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* 44:183–188
79. Pohlemann T, Gänsslen A (1999) Die Operation der Symphysen-Sprengung. *Oper Orthop Traumatol* 11:149–159
80. Putz R, Müller-Gerbl M (1992) Anatomische Besonderheiten des Beckenrings. *Der Unfallchirurg* 95:164–167

81. Queipo-De-Llano A, Perez-Blanca A, Ezquerro F, Luna-González F (2013) Simultaneous anterior and posterior compression of the pelvic ring with external fixation using a pre-tensed curved bar: A biomechanical study. *Injury* 44:1787–1792
82. Raman R, Roberts CS, Pape HC, Giannoudis P V. (2005) Implant retention and removal after internal fixation of the symphysis pubis. *Injury* 36:827–831
83. Reddy PJ, Manning BT, Bezold W, Garlapaty A, Cook JL, Schweser K (2023) Biomechanical comparison of nitinol compression staples versus fully threaded lag screws for talonavicular arthrodesis. *J Orthop* 37:64
84. Rommens PM, Hofmann A (2013) Comprehensive classification of fragility fractures of the pelvic ring: Recommendations for surgical treatment. *Injury* 44:1733–1744
85. 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. *J Orthop Trauma* 17:22–31
86. Schipper ON, Ford SE, Moody PW, Van Doren B, Ellington JK (2018) Radiographic Results of Nitinol Compression Staples for Hindfoot and Midfoot Arthrodeses. *Foot Ankle Int* 39:172–179
87. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, editors (2014) *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
88. Siewert JR, Stein HJ (2012) *Chirurgie*. 9th edition. Springer, Berlin
89. Slater SJ, Barron DA (2010) Pelvic fractures—A guide to classification and management. *Eur J Radiol* 74:16–23
90. Sleiman A, Bejcek C, Nestler A, Revelt N, Thuppal S, Mills A, Gardner M (2023) The history of orthopaedic use of nitinol compression staples. *Injury* 54:
91. Stahel PF, Burlew CC, Moore EE (2017) Current trends in the management of hemodynamically unstable pelvic ring injuries. *Curr Opin Crit Care* 23:511–519
92. Stöckle U (2002) *Schräg dorsaler Beckenfixateur*. Humboldt-Universität zu Berlin, Medizinische Fakultät - Universitätsklinikum Charité
93. Strobel F (2020) Vergleich etablierter Osteosynthesemethoden von „Open-Book-Verletzungen“ als Grundlage zur Entwicklung neuer Versorgungsstrategien der Symphyse.
94. Stuby FM, Lenz M, Doebele S, Agarwal Y, Skulev H, Ochs BG, Zwingmann J, Gueorguiev B (2017) Symphyseal fixation in open book injuries cannot fully compensate anterior SI joint injury—A biomechanical study in a two-leg alternating load model. *PLoS One* 12:e0184000
95. Stürmer KM (1996) Pathophysiologie der gestörten Knochenheilung. *Der Orthopäde* 1996 25:5 25:386–393

96. Tile M (1988) Pelvic ring fractures: Should they be fixed? *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B* 70:1–12
97. Toby EB, McGoldrick E, Chalmers B, McIff T (2014) Rotational stability for intercarpal fixation is enhanced by a 4-tine staple. *J Hand Surg Am* 39:880–887
98. Tullington JE, Blecker N (2021) Pelvic Trauma. *The Emergency Medicine Trauma Handbook* 260–272
99. Vigdorichik 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. *Int Orthop* 37:1341–1346
100. Villiger K, Meier MK, Hasler RM, Bastian JD, Tannast M, Exadaktylos AK, Steppacher SD (2022) Demographic changes in pelvic fracture patterns at a Swiss academic trauma center from 2007 to 2017. *J Trauma Acute Care Surg* 92:862
101. Voggenreiter G (2009) Knochenheilung. *Perioperative Medizin* 1:86–95
102. Wilson DR, Apreleva M v., Eichler MJ, Harrold FR (2003) Accuracy and repeatability of a pressure measurement system in the patellofemoral joint. *J Biomech* 36:1909–1915
103. Witkowski J, Yang L, Wood DJ, Sung KLP (1997) Migration and healing of ligament cells under inflammatory conditions. *Journal of Orthopaedic Research* 15:269–277
104. Woo SL-Y, Vogrin TM, Abramowitch SD (2000) Healing and Repair of Ligament Injuries in the Knee. *JAAOS - Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 8:
105. Wu JC, Mills A, Grant KD, Wiater PJ (2019) Fracture Fixation Using Shape-Memory (Nitinol) Staples. *Orthop Clin North Am* 50:367–374
106. Yadav S, Arora NC, Prasad M, Varma R (2013) Spontaneous urinary voiding of metallic screws in a patient with symphyseal plating for type II pelvic ring disruption. *Chinese Journal of Traumatology* 16:230–232
107. Arthrex (n.d) FiberTape®-Cerclage. URL: <https://www.arthrex.com/de/schulter/fibertape-cerclage?currenttab=resources#allResources> (23.03.2024)
108. Arthrex (n.d.) DynaNite®-Nitinolklammer. URL: <https://www.arthrex.com/de/foot-ankle/dynanite-nitinolklammer> (10.08.2024)
109. Arthrex (2019) Dynanite: Product technique and highlights. URL: <https://www.arthrex.com/de/weiterfuehrende-informationen/produkt-und-technikhighlights/VZKJJuGuPEC0IgFgVwmaig/dynanite-product-technique-and-highlights> (15.11.2021)
110. Synthes (2021) BME ELITE™ Continuous Compression Implant. URL: <http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20Ameri>

- ca/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/103788410%20Rev%201.pdf (05.08.2024)
111. Synthes (n.d.) BME Continuous Compression Implants. URL: <https://www.jnjmedicaldevices.com/en-GB/product/bme-continuous-compression-implants-bme-cci> (25.01.2022)
 112. Instron (n.d.) ElectroPuls Systems. URL: <https://www.instron.com/en-us/products/testing-systems/dynamic-and-fatigue-systems/electropuls-systems> (26.01.2022)
 113. Tekscan (n.d.) I-Scan System. URL: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/i-scan-system> (27.01.2022)
 114. Tekscan (n.d.) Pressure Mapping Sensor 5033. URL: <https://www.tekscan.com/products-solutions/pressure-mapping-sensors/5033> (27.01.2022)
 115. OptiTrack (n.d.) Prime^x 13. URL: <https://optitrack.com/cameras/primex-13/> (28.01.2022)
 116. Tekscan (n.d.) Equilibration Devices. URL: <https://www.tekscan.com/products-solutions/equilibrators/equilibration-devices?tab=description> (16.09.2024)
 117. Tekscan (n.d.) What is calibration? URL: <https://www.tekscan.com/support/faqs/what-calibration> (02.02.2022)
 118. OptiTrack (n.d.) Calibration. URL: <https://docs.optitrack.com/motive/calibration?title=Calibration> (10.08.2024)
 119. Arthrex (n.d.) FiberTape-Cerclage-System. URL: <https://www.arthrex.com/de/weiterfuehrende-informationen/LT2-000163-de-DE/fibertape-cerclage-system?referringteam=shoulder> (10.08.2024)
 120. Arthrex (n.d.) DynaNite®- und SuperMX™-Nitinolklammer. URL: https://www.arthrex.com/de/weiterfuehrende-informationen/LT2-000176-de-DE/dynanite-und-supermx-nitinolklammer?referringteam=foot_and_ankle (10.08.2024)
 121. Synthes (2020) Gebrauchsanweisung BME ELITE™ Kontinuierliches Kompressionsimplantatsystem. URL: https://ifu.depuysynthes.com/binary/org/DPY_SYN_EMEA/ifu_documents/Trauma/SE_801367_AA_deu_LR.pdf (30.01.2024)
 122. Tekscan (n.d.) Three Easy Ways to Calibrate your Pressure Mapping System. URL: <https://www.tekscan.com/blog/pressure-mapping/video-three-easy-ways-calibrate-your-pressure-mapping-system> (04.02.2024)

6.1 Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Klassifikation der Beckenfrakturen nach AO/OTA A: modifiziert nach Fritz et al., Beckenchirurgie - Akutversorgung [28] B: modifiziert nach Baierlein et al., Frakturklassifikationen [6]</i>	<i>8</i>
<i>Abbildung 2: „open-book“-Verletzung (modifiziert nach Dr. med. Ulrich Stöckle: Schräg dorsaler Beckenfixateur - Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung [92]).....</i>	<i>9</i>
<i>Abbildung 3: Röntgenaufnahmen des Beckens (modifiziert nach Henne-Bruns, Chirurgie [44])</i>	<i>11</i>
<i>Abbildung 4: Plattenosteosynthese der Symphyse (modifiziert nach Tim Pohlemann, Axel Gänsslen: Die Operation der Symphysensprengung [79])</i>	<i>13</i>
<i>Abbildung 5: A: Übersicht Synthetisches Becken Typ 4060(Synbone®, Zizers, Graubünden, Schweiz) B: Querschnitt Synthetisches Becken Typ 4060(Synbone®, Zizers, Graubünden, Schweiz)</i>	<i>18</i>
<i>Abbildung 6: DePuy Synthes® 3,5 mm Symphysenplatte</i>	<i>19</i>
<i>Abbildung 7: Arthrex® FiberTape® Cerclage System.....</i>	<i>20</i>
<i>Abbildung 8: DynaNite® Nitinolklammer</i>	<i>21</i>
<i>Abbildung 9: BME Elite™ Kontinuierliches Kompressionsimplantatsystem.....</i>	<i>22</i>
<i>Abbildung 10: Tekscan Pressure Mapping Sensor 5033 [114].....</i>	<i>23</i>
<i>Abbildung 11: Kalibrierung der Kraftsensorfolie Typ 5033.....</i>	<i>26</i>
<i>Abbildung 12: Röntgenkontrolle der Plattenosteosynthese in zwei Ebenen</i>	<i>28</i>
<i>Abbildung 13: FiberTape® Cerclage um Symphyse mit einliegender Kraftsensorfolie A: Ansicht von ventral B: Ansicht von dorsal.....</i>	<i>29</i>
<i>Abbildung 14: Röntgenkontrolle einer DynaNite® Nitinolklammer in zwei Ebenen</i>	<i>30</i>
<i>Abbildung 15: Röntgenkontrolle einer BME ELITE™ Nitinolklammer in zwei Ebenen</i>	<i>30</i>
<i>Abbildung 16: Versuchsaufbau im Einbeinstand.....</i>	<i>31</i>
<i>Abbildung 17: Versuchsaufbau im Zweibeinstand</i>	<i>32</i>
<i>Abbildung 18: Zyklische Belastungen dargestellt in der Software I-Scan™</i>	<i>33</i>
<i>Abbildung 19: exemplarische Darstellung der Symphyse mit Kompressionskraft und Farblegende der Kraft pro Fläche</i>	<i>34</i>
<i>Abbildung 20: exemplarische Darstellung der Symphyse mit segmentaler Kompressionskraft und Farblegende der Kraft pro Fläche</i>	<i>35</i>
<i>Abbildung 21: exemplarische Darstellung der Symphyse mit Kontaktfläche und Farblegende der Kraft pro Fläche</i>	<i>36</i>
<i>Abbildung 22: exemplarische Darstellung der Symphyse mit segmentaler Kontaktfläche und Farblegende der Kraft pro Fläche</i>	<i>37</i>
<i>Abbildung 23: Platzierung der Marker und Darstellung der Distanzen und Winkel.....</i>	<i>38</i>

<i>Abbildung 24: Gesamt Kompressionskraft der Symphyse im Zweibeinstand zu jeweiligen Messzeitpunkten (Mittelwerte + Standardfehler (standard error of the mean, SEM)</i>	39
<i>Abbildung 25: Gesamt Kompressionskraft der Symphyse im Einbeinstand zu jeweiligen Messzeitpunkten (Mittelwerte + SEM)</i>	41
<i>Abbildung 26: Gesamt Kontaktfläche der Symphyse im Zweibeinstand zu jeweiligen Messzeitpunkten (Mittelwerte + SEM)</i>	43
<i>Abbildung 27: Gesamt Kontaktfläche der Symphyse im Einbeinstand zu jeweiligen Messzeitpunkten (Mittelwerte + SEM)</i>	45
<i>Abbildung 28: Segmentale Kompressionskraft der Symphyse im Zweibeinstand nach Osteosynthese und 400 N Belastung (Mittelwerte).....</i>	47
<i>Abbildung 29: Exemplarischer Querschnitt der Symphyse im Zweibeinstand bei 50 N und 400 N Belastung mit Kompressionskraft in N</i>	50
<i>Abbildung 30: Segmentale Kompressionskraft der Symphyse im Einbeinstand nach Osteosynthese und 400 N Belastung (Mittelwerte).....</i>	51
<i>Abbildung 31: Exemplarische Querschnitte der Symphyse im Einbeinstand bei 50 N und 400 N Belastung mit Kompressionskraft in N</i>	53
<i>Abbildung 32: Segmentale Kontaktfläche der Symphyse im Zweibeinstand nach Osteosynthese und 400 N Belastung (Mittelwerte).....</i>	54
<i>Abbildung 33: Segmentale Kontaktfläche der Symphyse im Einbeinstand nach Osteosynthese und 400 N Belastung (Mittelwerte).....</i>	56
<i>Abbildung 34: A: Verschiebung des Winkels 1 der Symphyse im Zweibeinstand zwischen 50 N und 400 N Belastung (Median, 1.Quartil und 3. Quartil) B: Verschiebung des Winkels 1 der Symphyse im Einbeinstand zwischen 50 N und 400 N Belastung (Median, 1.Quartil und 3. Quartil)</i>	58

7 Publikationen/Danksagung

7.1 Publikationen

7.1.1 Geplante Publikationen

Die Ergebnisse dieser Dissertation sollen als Publikation veröffentlicht werden. Diese befindet sich aktuell noch im Entstehungsprozess.

7.2 Vorträge

7.2.1 Geplante Vorträge

Vortrag am 22.10.2024, DKOU in Berlin:

„Fibertape Cerclagen und deren Kombination mit Nitinol-Klammern als neuer Ansatz zur Stabilisierung der Symphyse - eine biomechanische Analyse“

Fritz T., Schumacher J., Pohlemann T., Orth M., Osche D., Pizanis A.

7.3 Danksagung

Die vorliegende Arbeit wurde im Biomechaniklabor der Klinik für Orthopädie des Universitätsklinikum des Saarlandes durchgeführt.

An dieser Stelle möchte ich allen beteiligten Personen meinen größten Dank aussprechen, ohne deren Mithilfe die Anfertigung dieser Dissertation niemals zustande gekommen wäre.

Mein herzlicher Dank gilt:

PD Dr. med. Tobias Fritz, meinem Doktorvater, für die Überlassung des Promotionsthemas, die außerordentlich gute Betreuung und Hilfe während der gesamten Zeit. Die zahlreichen Treffen und Gespräche in guter Atmosphäre werden mir immer als fachliche und persönliche Bereicherung in Erinnerung bleiben.

PD Dr. med. Antonius Pizanis für die gute Zusammenarbeit und Anregungen, die diese Arbeit geprägt haben.

Prof. Dr. med. Tim Pohlemann für die Möglichkeit diese Promotion in der von ihm geleiteten Klinik durchzuführen.

Prof. Dr. med. Stefan Landgraeber für die Bereitstellung der Räumlichkeiten des Biomechaniklabors zur Durchführung der Experimente.

Meinen Freunden für Ihre Ermutigung und Motivation während der Arbeit an dieser Dissertation.

Meiner Freundin Flora und Ihrer Familie für die Liebe und Zuspruch in allen Lagen.

Und nicht zuletzt meiner Familie für die Liebe, Unterstützung und den Rückhalt, den sie mir täglich auf meinem bisherigen Lebensweg geben. Ohne sie wäre das alles nicht möglich gewesen.

8 Lebenslauf

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

Tag der Promotion:

16.01.2025

Dekan:

Univ.-Prof. Dr. med. dent. Matthias Hannig

Berichterstatter:

PD Dr. med. Tobias Fritz

Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Kolja Freier