

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

**Die Entwicklung einer minimalinvasiven
Arthrodesemethode der Symphyse
- eine biomechanische Studie am Humanpräparat**

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes
2023

Vorgelegt von Jill Larissa Hahner
geboren am 02.04.1995 in Düsseldorf

Tag der Promotion: 05.09.2024

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. M. D. Menger

Berichterstatter: PD Dr. med. A. Pizanis

Prof. Dr. med. S. Landgraeber

Prof. Dr. med. T. Tschernig

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	5
1.1. Abstract	5
1.2. Summary	7
2. Einleitung	9
2.1. Ziel der Arbeit	11
3. Grundlagen	12
3.1. Anatomie des Beckens	12
3.1.1. Spezielle Anatomie der Symphyse	13
3.2. Beckenringverletzungen	13
3.2.1. AO-Klassifikation nach Tile	14
3.2.2. spezielle Verletzungen der Symphyse und bleibende Diastasen	15
3.3. Diagnostik von Beckenverletzungen	16
3.3.1. spezielle Diagnostik von Symphysenverletzungen und Instabilitäten	17
3.4. Therapie von Beckenverletzungen	18
3.4.1. Spezielle Therapie von Verletzungen der Symphyse	19
3.5. Komplikationen	20
3.5.1. Chronische Instabilität und Schmerzen nach Verletzungen der Symphyse	20
4. Material und Methoden	22
4.1. Material	22
4.1.1. Beckenpräparate und Präparation der Becken	22
4.1.1.1. Symphysenvermessung und Beurteilung der Knochendichte im CT	23
4.1.2. Plattenosteosynthese	24
4.1.3. Fixateur interne	25
4.1.4. Der Symphysenspan und das Knochenblockentnahmesystem (SDI)	26
4.1.5. Materialprüfmaschine	27
4.1.6. Foliensensor System	27
4.1.7. Optitrack Kamerasystem	28
4.1.8. Benutztes Material und Instrumente	29
4.2. Methoden	30
4.2.1. Schritte der Vorbereitung und Symphysiodese	30
4.2.1.1. Anbringung der Plattenosteosynthese	32
4.2.1.2. Anbringung des Fixateurs interne	33
4.2.2. Versuchsablauf mit der Materialprüfmaschine	36
4.2.3. Datenerfassung mit dem Foliensensor-System	37
4.2.4. Datenerfassung mit dem Optitrack-System	39
4.3. Datenverarbeitung und statistische Auswertung	40

5. Ergebnisse	42
5.1. Symphysenvermessung und Beurteilung der Knochendichte im CT	42
5.2. Kompressionskraft	43
5.3. Kompressionskraftverteilung am Span	45
5.4. Kontaktfläche	47
5.5. Kontaktflächenverteilung	50
5.6. Abstand im kranialen Symphysenbereich	52
5.7. Abstand im kaudalen Symphysenbereich	54
5.8. Abstand im ISG	55
5.9. subjektive Handhabung	57
6. Diskussion	58
7. Schlussfolgerung	65
8. Literaturverzeichnis	66
9. Abkürzungsverzeichnis	74
10. Anlagen	75
11. Publikationen	88
12. Danksagung	89
13. Lebenslauf	90

1. Zusammenfassung

1.1. Abstract

Die Entwicklung einer minimalinvasiven Arthrodesemethode der Symphyse
– eine biomechanische Studie am Humanpräparat

Chronische Schmerzen und Instabilitäten im Bereich der menschlichen Symphyse können verschiedene Ursachen haben und führen oft zu einer starken Einschränkung im Alltag des Patienten. Im Rahmen von Beckenringverletzungen vom Typ B nach der Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese (AO) mit einer Symphysensprengung kann es sowohl bei konservativer als auch nach operativer Therapie zu anhaltenden Beschwerden kommen. Diese beruhen häufig auf einem mangelhaften Zusammenwachsen der rupturierten Symphyse. Auch operationsbedingte Nervenschädigungen und Narbenbildungen können Beschwerden verursachen, wie zum Beispiel das Pfannenstiel-Syndrom. Des Weiteren kann es auch im Rahmen einer postpartalen Symphysendehiszenz, einer Osteitis pubis oder durch chronische Überlastung bei Leistungssportlern zu dauerhaften Beschwerden im Bereich der Symphyse kommen. Aufgrund des demographischen Wandels nehmen Verletzungen des Beckens besonders beim alten Menschen zu.

Zeigen konservative Maßnahmen keinen zufriedenstellenden Rückgang der Symptome oder entsteht eine chronische Instabilität der Symphyse trotz Stabilisierung, ist eine operative Versorgung der Patienten zu erwägen. Hierfür wird in der Regel eine Symphysiodese durchgeführt, bei der durch die Entfernung der Knorpelstrukturen und des Discus nach dem Einbringen von autologem Knochenmaterial, sowie durch die Fixierung mittels Plattenosteosynthese, ein Zusammenwachsen der beiden Schambeine erzielt werden soll, um wieder Stabilität und Schmerzfreiheit im Beckenring herzustellen.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein neues Verfahren für die Symphysiodese entwickelt und biomechanisch am osteoporotischen und osteopenen Humanbecken untersucht. Durch die Verwendung eines autologen zylindrischen press-fit Knochenspans für die Symphysiodese soll mehr Stabilität und durch die press-fit Form ein besseres Zusammenwachsen der Schambeine erreicht werden. Zusätzlich kommt die Verwendung eines Fixateur interne im Vergleich zu einer Plattenosteosynthese zum Einsatz, um eine optimale Kompressionskraft auf die Symphyse und ein minimalinvasives Vorgehen zur Vermeidung von Wundheilungsstörungen und lokalen Schmerzsyndromen zu ermöglichen.

Für die Studie wurden unbehandelte, frisch gefrorene, osteoporotische und osteopene Humanbecken verwendet, denen eine Verletzung vom Typ B1 zugefügt wurde. Die Symphysiodese wurde mittels zylindrischem press-fit Span aus synthetischem Knochen

durchgeführt. Zur Fixierung wurde in der ersten Versuchsgruppe ein Fixateur interne und in der Vergleichsgruppe eine Standard Plattenosteosynthese mittels Symphyseal Locking and Dynamic Compression Plate (SLDCP) verwendet. In jeder Gruppe wurden die Ergebnisse von 5 Humanbecken ausgewertet und verglichen. Für die biomechanische Testung wurden die Becken in eine Materialprüfmaschine eingespannt und einer axialen Druckbelastung über die Lendenwirbelsäule ausgesetzt. Dabei wurden mittels Drucksensorfolie zwischen Symphyse und Span die Kompressionskraft und die Kontaktfläche in der Symphyse gemessen. Außerdem wurden mit Hilfe eines 3D-Kamerasystem Bewegungen im Bereich der Symphyse und des Iliosakralgelenkes unter verschiedenen Belastungen aufgezeichnet.

Sowohl für den Parameter der Kompressionskraft, als auch für die Kontaktfläche konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Stabilisierungstechniken gefunden werden. Jedoch zeigte sich beim Vergleich der Werte der Kompressionskraft innerhalb einer Gruppe im Vergleich zum jeweils ersten Messwert eine signifikant höhere Veränderung zwischen den verschiedenen Messzeitpunkten in der SLDCP Gruppe als in der Fixateur interne Gruppe, was für einen geringeren Verlust von Kompressionskraft nach Fixateur interne Stabilisierung und somit für eine höhere Stabilität dieses Verfahrens spricht.

Bei der Analyse der Verteilung der Kontaktfläche auf den kranialen, zentralen und kaudalen Teil der Symphyse konnte sich ebenfalls eine signifikant höhere Unterscheidung zwischen den verschiedenen Messzeitpunkten in der SLDCP Gruppe finden, was ebenso für einen Vorteil des Fixateur interne spricht. Der direkte Vergleich der beiden Gruppen zeigt hier jedoch keinen signifikanten Unterschied der Kontaktflächen.

Die Auswertung der 3D-Kameraanalyse zeigte nur minimale Bewegungen in den aufgezeichneten Bereichen und konnte nur im kranialen Bereich der Symphyse und im Iliosakralgelenk bei jeweils einem Messzeitpunkt einen signifikanten Unterschied zum ersten Messzeitpunkt innerhalb der SLDCP Gruppe aufweisen, während es innerhalb der Fixateur interne Gruppe keine signifikanten Unterschiede gab, was somit ebenso für mehr Stabilität durch den Fixateur interne spricht. Der direkte Vergleich der beiden Gruppen im weiteren Belastungsverlauf zeigte auch hier keine weiteren signifikanten Unterschiede. Insgesamt handelte es sich jedoch in beiden Gruppen um klinisch nicht relevante Bewegungsausmaße.

Die Ergebnisse zeigen, dass durch die Symphysiodese mittels zylindrischem press-fit Knochenspan eine hohe Stabilität im Beckenring unter Erhaltung der Bandstrukturen durch das Ausfräsen der Symphyse erreichbar ist. Während in vorherigen Studien der Fixateur interne deutliche Vorteile im Vergleich zur Plattenosteosynthese gezeigt hat, konnten sich im Modell der Symphysiodese nur noch kleine Abweichungen zugunsten des Fixateur interne zeigen, was beweisend ist für eine ebenbürtige adäquate Versorgung mittels Fixateur interne

im Vergleich zum Standard der Plattenstabilisierung im Rahmen der Symphysiodese. Durch den Fixateur interne ist es möglich eine höhere Kompressionskraft im Bereich der Symphyse mit einer homogeneren Verteilung von Kraft und Kontaktfläche zu erzielen und zusätzlich eine minimalinvasive gewebeschonende Operation umsetzbar.

1.2. Summary

Development of a minimally-invasive symphysiodesis technique
– a biomechanical study on human pelvises

There are different causes for chronic pain and instability of the pubic symphysis in human pelvises, which can all become a massive burden and lead to many restrictions in the daily life of the patient. After a type B1 injury of the pelvic ring with a rupture of the pubic symphysis both conservative and surgical treatment with a standard plate fixation can cause permanent discomfort. This is usually due to incorrect healing of the rupture or the formation of insufficient scarring tissue. Also, complications during surgical treatment can lead to permanent problems, such as nerve damage, scars or the Pfannenstiel-syndrome. Other reasons for chronic pain and instability of the pubic symphysis are the postpartum symphyseal dehiscence, the osteitis pubis or chronic stress of the symphysis due to competitive sport. Because of demographic change more and more old patients suffer from pelvic injuries.

If conservative treatment can not help to improve the patients symptoms or chronic instability of the symphysis occurs despite a prior stabilization, a surgical symphysiodesis is an option to regain stability of the pelvis and to reduce pain. For symphysiodesis the symphyseal cartilage and disc is removed and replaced by autologous bone material from the pelvic crest with plate fixation of the symphysis to achieve a fusion of the two pubic bones.

The aim of this experimental study was to investigate a new technique for the symphysiodesis of the human pelvis and to biomechanically analyse this new technique. The technique combines the use of an autologous cylindrical bone graft for the symphysiodesis to achieve a better fusion of the two pubic bones in addition to an internal fixator. The latter would provide better stability of the human pelvis with the advantage of an application by minimal invasive approach to prevent wound healing disorders and local pain syndromes.

For the experiments fresh frozen, osteoporotic and osteopenic human cadaveric pelvises were used which were not embalmed. A type B1 injury was induced on the pelvises and then the symphysis was burred and a synthetic cylindrical press-fit bone graft was implanted. For the fixation an internal fixator was used for one group and for the control group a standard plate

fixation with a symphyseal locking and dynamic compression plate (SLDCP). Each group consisted of 5 pelvises. For biomechanical testing, the pelvises were set in a material testing machine with load bearing through the lumbar spine. Sensor films were placed into the pubic symphysis with the bone graft to measure the compression force and the contact area, as well as their distribution over the symphyseal area. Also, a 3D-camera system was installed to record movements of different parts of the pelvis under loading conditions.

Regarding the symphyseal compression force and the contact area no significant differences could be found between the two groups. But when comparing the compression forces over time, we found significant differences at different time points with dropping compression forces after plate fixation, in contrast to more constant forces with the internal fixator. This proves that, when the internal fixator is used for symphysiodesis, less compression force is lost throughout the loading of the pelvis compared to the plate fixation technique, meaning a better endurance after loading.

Analysis of the distribution of the contact area in the cranial, central and caudal part of the symphysis also showed significant differences between the measurements under different loads per group. But there was no statistical difference when comparing the two groups regarding the distribution of contact area.

The 3D-camera system could only detect very small movements in the symphyseal area and the sacroiliac joint. Nevertheless, a small difference in favor of the internal fixator could be found when comparing the distance changes at different times in this group, however their magnitude is of no clinical relevance.

The results of this experimental study prove that using a press-fit cylindrical bone graft in addition to an internal fixator for symphysiodesis of the human pubic symphysis provides a good stability and allows the preservation of surrounding ligaments. While previous studies could show a net benefit of the internal fixator compared to plate fixation of the symphysis, there is only a very little difference between the two fixation methods when combining them in a symphysiodesis model using a cylindrical press-fit bone graft. Furthermore, the use of the internal fixator allows an important compression force and also provides a more uniform distribution of both compression force and contact area in the pubic symphysis. It also enables the surgeon to operate with a minimally-invasive technique thereby preventing wound healing disorders and local pain syndromes.

2. Einleitung

Frakturen des Beckens machen einen Anteil von 3-8% aller Frakturen aus. Damit zählen sie zu den selteneren Verletzungen im Bereich der Traumatologie. Beckenverletzungen können aber sehr schwer und aufgrund von starken Blutungen auch lebensbedrohlich verlaufen. Daher sind eine adäquate Diagnostik und Therapie essentiell [12,14]. Verletzungen des Beckens entstehen häufig im Rahmen von Polytraumata. So weisen 25% aller Polytraumapatienten eine Beckenverletzung auf [68] und bei der Hälfte aller Beckenringverletzungen handelt es sich um einen polytraumatisierten Patienten [56]. Dabei nehmen aber laut Culemann und Pohlemann geriatrische Beckenringfrakturen in den letzten Jahren zu. Dem liegen das zunehmende Patientenalter, Osteoporose und eine steigende Sturzneigung im Alter zugrunde.[15,58]

Im Rahmen der Beckenverletzungen kann es auch zu einer sogenannten Symphysensprengung oder „Open-Book-Fraktur“ kommen, die zu einer Instabilität des Beckens und zu massiven Begleitverletzungen führen kann [44,51]. Liegt bei diesen Frakturen aufgrund von Instabilität oder einer Symphysendehiszenz von über 2 cm die Indikation zur operativen Versorgung vor, gilt die Plattenosteosynthese als Goldstandard [13,14,39,48,82]. Aber auch nicht-traumatologische Ursachen, wie zum Beispiel rheumatologische Erkrankungen, sportbedingte Überlastung oder die postpartale Symphysendehiszenz können zu Schmerzen und zur Ruptur der Symphyse führen [16,55]. Als langfristige Komplikation durch diese Verletzungen und Erkrankungsbilder, auch im Rahmen einer operativen oder konservativen Therapie, kann es zu einer chronischen Instabilität der Symphyse und des Beckens kommen [62,76]. Ist eine konservative Therapie dieser Beschwerden ohne Erfolg verblieben, so bietet sich hier die Möglichkeit einer operativen Arthrodesen der Symphyse [34,51–53,59,76] zur permanenten Fixation und Vermeidung schmerzhafter abnormer Beweglichkeit.

Es wurden bereits vor vielen Jahren verschiedene Varianten der Symphysiodese mittels autologer Knochentransplantation aus dem Beckenkamm und Plattenstabilisierung durchgeführt und beschrieben [29,34,52,54,76], aber dennoch gibt es nur wenige operative Techniken, da es sich um seltene und nur von Spezialisten durchgeführte Verfahren handelt. Daher gibt es keine aktuellen Studien zum Erfolg und den Komplikationen der Methodik [76]. Im Rahmen anderer Studien zeigten sich Erfolge bei der Anwendung von autologen Knochenspänen nach dem press-fit Prinzip [18,35]. So nutzte Herath diese zur operativen Versorgung von Instabilitäten durch Frakturen im hinteren Beckenring und konnte dadurch eine geringere Schmerzbelastung und mehr Mobilität der Patienten erreichen, sowie einen radiologischen Nachweis des Einwachsens des autologen Knochenspans erbringen. Verwendet wurde für die Entnahme des Knochenspans für das press-fit Prinzip das „Surgical

Diamond Instrument“ [18,35]. Generell ließ sich nachweisen, dass die press-fit Methode mittels Knochenspan mehr Stabilität erbringt als die ursprüngliche Auffüllung von Defekten mittels zerkleinertem autologen Knochenmaterial. Außerdem verhindert sie Dislokationen und sorgt für bessere Heilungsraten [40].

Angelehnt an diese Verfahren mit der Verwendung von press-fit Knochenspänen wurde eine Methode für die Arthrodesse der Symphyse entwickelt, die minimal-invasiv und unter Erhaltung des Bandapparates durchgeführt werden kann [38]. Mit dem Knochenspanentnahmesystem von KARL STORZ® (Tuttlingen, Deutschland) kann ein zylindrischer Symphysenspan komplikationslos entnommen werden und durch einen autologen Knochenspan aus dem Beckenkamm ersetzt werden.

Im Rahmen dieser Arbeit soll eine biomechanische Analyse einer Symphysiodese mittels zylindrischem press-fit Knochenspan in Kombination mit der Verwendung eines Fixateur interne zur Versorgung einer Symphyseninstabilität am Humanbecken erfolgen, um eine vollständig minimal-invasive Symphysiodese zu ermöglichen. Es sollen dabei eine möglichst hohe Stabilität und damit einhergehende bessere Heilungsraten, sowohl durch den pressgepassten zylindrischen Knochenspan, als auch durch die Osteosynthese mittels Fixateur interne, erreicht werden.

Der Fixateur interne kommt in der Regel im Rahmen von Wirbelsäulenstabilisierungen zum Einsatz. Es gibt aber bereits Studien, die den Fixateur interne auch in anderen Bereichen angewendet haben, zum Beispiel in der Behandlung von Sakrumfrakturen [82]. Der Fixateur interne hat die Funktion einer winkelstabilen Fixation und Reposition. Er besteht aus Schanzschen Schrauben, Klemmbacken und dazwischen liegenden Verbindungsstäben. Die Schanzschen Schrauben werden fest in den Knochen eingebracht und die Verbindungsstäbe verbinden sie miteinander und dienen dabei als Wiederlager für die Reposition. Durch die Hebelwirkung der langen Schanz-Schrauben kann eine stärkere Kompressionskraft und Kontaktfläche erreicht werden [26,38]. Die erreichte Position wird dann durch die Klemmbacken fixiert, sodass im Anschluss zusätzlich Distraction oder Kompression über die Verbindungsstäbe vollzogen werden können [20]. Durch dieses Verfahren können minimal-invasive operative Verfahren, wie zum Beispiel an der Wirbelsäule, durchgeführt werden [7,41]. Dabei werden perkutane Zugangswege genutzt ohne die knöcherne Oberfläche breit frei zu legen, so dass im Gegensatz zu einer konventionell offenen OP sowohl der Hautschnitt, als auch das Gewebetrauma und Blutungen deutlich verringert werden. Da eine größere Operationswunde generell auch mit einem größeren Risiko für postoperative Komplikationen wie Wundinfektionen einhergeht, sollte ein minimal-invasiver oder zumindest ein deutlich verkleinerter operativer Zugangsweg, der durch eine Versorgung von Symphyseninstabilitäten mittels Fixateur interne im Vergleich zur Plattenosteosynthese

gegeben wäre, die Komplikationsrate erheblich senken. Studien zum Vergleich von minimal-invasiven und offenen Operationsverfahren konnten nachweisen, dass bei minimal-invasiven Zugangswegen im Allgemeinen geringere postoperative Schmerzen und weniger Nachblutungen auftraten und die Heilung deutlich schneller verlief [30,33]. Nachdem die Anwendung eines Fixateur interne im Bereich der Symphyse bereits im biomechanischem Modell untersucht wurde und auch erste klinische Erfahrungen publiziert wurden [25], soll im Rahmen dieser Versuchsreihe eine biomechanische Beurteilung am osteopenen bis osteoporotischen Humanpräparat erfolgen.

2.1. Ziel der Arbeit

Ziel dieser experimentellen Arbeit ist es, eine biomechanische Analyse einer minimalinvasiven Technik zur Arthrodese der Symphyse am Humanbecken zu untersuchen. Durch die Symphysiodese mittels zylindrischem Knochenspan nach dem press-fit Prinzip soll eine höhere primäre Stabilität und eine bessere Heilung erzielt werden. Nachdem in Voruntersuchungen ein Vorteil des zylindrischen Spans gezeigt werden konnte, soll hier die Stabilisierung mit Plattenosteosynthese gegenüber dem Fixateur interne verglichen werden. An synthetischen Becken (Synbone 4060) konnte bereits ein Vorteil des Fixateur interne im Vergleich zur Plattenosteosynthese an der Symphyse nachgewiesen werden [26]. Auch die Verwendung eines zylindrischen Press-fit Knochenspans zeigte gute Ergebnisse [27,38].

Im Rahmen dieser Arbeit werden die biomechanischen Analysen zur Symphysiodese erstmalig an osteopenen bis osteoporotischen Humanbecken durchgeführt, um realistische Ergebnisse für das zunehmende Patientenkollektiv des älteren Patienten erzielen zu können. Dabei werden die Parameter der Kompressionskraft, der Verteilung der Kompressionskraft, der Kontaktfläche, der Kontaktflächenverteilung, der Abstandsänderung im Bereich der Symphyse und des ISG sowie die subjektive Handhabung untersucht.

3. Grundlagen

3.1. Anatomie des Beckens

Das menschliche Becken (Pelvis) ist eine ringförmige Knochenstruktur, die das Gewicht des Oberkörpers auf die unteren Extremitäten überträgt [2,4,55]. Außerdem ist es Ansatzpunkt von zahlreichen Muskeln und Bändern und dient als Schutz von inneren Strukturen und Organen [4,82,83]. Es setzt sich aus drei Knochen zusammen: dem Os sacrum (Kreuzbein) und den beiden Ossa coxae (Hüftbeinen) [4,5,55,71,83]. Jedes Hüftbein stellt eine Synostose aus den drei Knochen Os ilium (Darmbein), Os ischii (Sitzbein) und Os pubis (Schambein) dar, die beim Kleinkind noch als einzelne Knochen erkennbar sind und über die Y-Fuge (Epiphysenfuge) im Acetabulum verbunden sind [3,4,83]. Das Acetabulum oder die Hüftgelenkspfanne verbindet durch das Hüftgelenk das Becken mit den Femora (Oberschenkelknochen) [71]. Das Kreuzbein artikuliert durch die nur gering beweglichen Iliosakralgelenke mit den beiden Darmbeinen und besteht aus fünf miteinander verschmolzenen Kreuzbeinwirbeln, sowie dem kaudal liegenden Steißbein (Os coccygeum). Über eine Bandscheibe ist es direkt mit dem 5. Lendenwirbel verbunden und kann so die Last der Wirbelsäule übernehmen [4,5,55,71,83]. Ventral schließt sich das Becken über die Symphyse zu einem stabilen Beckenring. Diese stellt durch den Discus interpubicus eine knorpelige Verbindung der beiden Schambeine dar und wird von den Bändern Ligamentum pubicum superius und inferius, sowie dem Ligamentum arcuatum pubis gestützt [5,60]. Auch die Iliosakralgelenke werden durch einen straffen Bandapparat stabilisiert: ventral liegen die Ligamenta sacroiliaca anteriora und dorsal liegen die Ligamenta sacroiliaca interossea und posteriora. Außerdem ist das Sakrum zusätzlich über die Ligamenta sacrospinale und sacrotuberale mit den Spinae ischiadicae und den Tubera ischiadica der Sitzbeine verbunden [55,60,85]. Durch diese sehr kräftig ausgebildeten Bänder und eine straffe Gelenkkapsel ist nur eine geringe Beweglichkeit in den Iliosakralgelenken möglich, was sie zu sogenannten Amphiarthrosen macht [73]. Die am Becken ansetzende Muskulatur wird in die äußeren und inneren Hüftmuskeln, sowie die Beckenbodenmuskulatur eingeteilt. Die Hüftmuskulatur dient zur Stabilisierung des Beckens und zur Bewegung im Hüftgelenk, wobei die inneren Hüftmuskeln M. obturatorius internus und M. piriformis auch die Wände des inneren Beckenraumes bilden. Die Beckenbodenmuskulatur, zusammengesetzt aus dem Diaphragma pelvis und dem Diaphragma urogenitale, bildet nach kaudal einen stabilen Grund des trichterförmigen Beckenraumes und hält die Beckenorgane in einer stabilen Position [71,72]. Man unterteilt diesen Beckenraum in das große und kleine Becken, welche durch die gedachte Linea terminalis voneinander getrennt werden. Diese zieht sich vom Promontorium des Kreuzbeines über die Pecten ossis pubis zur Symphyse und umschließt die Beckeneingangsebene, die im Stand um ca. 60° nach vorne gekippt ist [3,71].

Eine andere Einteilung trennt das Becken in einen vorderen und hinteren Beckenring, abgegrenzt durch die durch das Zentrum beider Hüftgelenke laufende Frontalebene. Dies hat einen biomechanischen Hintergrund, denn der hintere Beckenring ist deutlich stärker ausgebildet als der vordere, da er den Großteil der Kraftübertragung vom Rumpf auf die Hüftgelenke trägt [60]. Außerdem unterscheidet sich das weibliche Becken anatomisch vom männlichen Becken, da es als Geburtskanal dienen muss: es ist breiter und geräumiger aufgebaut und der Abstand der Tubera ischiadica ist größer, sodass der unterhalb der Symphyse liegende Winkel Arcus pubicus $90-100^\circ$ beträgt, während es beim Mann nur 70° sind [4,71].

3.1.1. Spezielle Anatomie der Symphyse

Die Symphysis pubica ist eine Synarthrose, also ein unechtes Gelenk, da sie keinen echten Gelenkspalt besitzt, sondern eine knorpelige Verbindung der beiden Facies symphysiales der Schambeine darstellt. Der dazwischen liegende Discus interpubicus besteht aus Faserknorpel und ist mit der Gelenkkapsel und den anliegenden Bändern verbunden [4,5]. Die Symphyse kann also auch als Synchondrose bezeichnet werden und wird von außen durch die Schambeinbänder zusätzlich stabilisiert [71]. Durch den stabilen Band- und Knorpelapparat ist die Symphyse in der Lage, dem starken Auseinanderziehen der beiden Schambeine, das durch die von der Wirbelsäule auf das Becken wirkende Kraft entsteht, standzuhalten [3]. Direkt oberhalb der Symphyse setzen der M. rectus abdominis, der M. pyramidalis und die Rektusscheide am Schambein an, während an der Symphyse selbst der M. levator ani sowie über die Ligamenta pubovesicalia die Harnblase befestigt sind. An der Vorderseite der Symphyse setzen die Adduktoren des Oberschenkels an: M. adductor longus und M. gracilis [72,73].

3.2. Beckenringverletzungen

Bei den Verletzungen des Beckens unterscheidet man Verletzungen oder Frakturen die den Beckenring betreffen von Frakturen die den Beckenrand betreffen, wie zum Beispiel Abrissfrakturen der Crista oder Spina iliaca und Frakturen des Os sacrum oder Os coccygis [81].

Die Beckenringfrakturen stellen ein oft schwerwiegendes Krankheitsbild mit einer hohen Letalitätsrate von bis zu 20% dar. Dabei treten Beckenringfrakturen hauptsächlich verteilt auf zwei Altersgipfel auf. Im Rahmen von Polytraumata kommt es häufiger im Alter von 20-30

Jahren zu einer solchen Verletzung, der zweite Altersgipfel liegt bei 70 bis 80 Jahren. Ursachen sind zum einen extreme Gewalteinwirkungen wie zum Beispiel bei Verkehrsunfällen, Stürzen aus großer Höhe, Überrolltraumen oder Quetschungen, im zweiten Altersgipfel treten Verletzungen eher aufgrund von osteoporotisch bedingter reduzierte Knochenqualität bei geringeren Gewalteinwirkungen wie bei einem einfachen Sturz auf [12,82].

3.2.1. AO-Klassifikation nach Tile

Bei der AO/OTA-Klassifikation von Beckenringfrakturen nach M. Tile (1991) werden anhand der Stabilität des Beckens drei verschiedene Verletzungstypen festgelegt [51,75].

Bei Typ-A-Verletzungen ist die Stabilität im Becken rotatorisch und vertikal erhalten, der hintere Beckenring sowie die Iliosakralbänder sind unverletzt. Es kann sich hierbei um Beckenrand-Avulsionsverletzungen (Typ A1), Beckenschaufel- oder anteriore Frakturen (Typ A2) oder um Frakturen im Bereich des Os coccygis (Typ A3) handeln [44,81,82].

Typ-B-Verletzungen weisen eine Rotationsinstabilität auf, das Becken ist aber in der Vertikalebene weiterhin stabil. Eine Ausnahme bilden die B1-Verletzungen, bei denen die Stabilität in beiden Ebenen noch intakt sein kann. Bei Typ-B-Verletzungen sind die ventralen Bänder des Iliosakralgelenkes beschädigt, der dorsale Anteil des Bandapparates ist jedoch intakt, weshalb die vertikale Stabilität erhalten bleibt. Außerdem liegt meistens eine Sprengung der Symphyse vor. Man unterscheidet den Typ B1 mit einer Außenrotation der betroffenen Beckenhälfte durch anterior-posteriore Kompression und Durchtrennung der Symphyse (Open-Book-Verletzung) und/oder des Schambein- und Sitzbeines von den Typ B2-Verletzungen mit einer Innenrotation der betroffenen Beckenhälfte durch laterale Kompression mit anterioren und posterioren Frakturen. Beim Typ B3 sind beide Beckenhälften betroffen [44,75].

Bei Typ C-Verletzungen liegt eine komplette Instabilität des Beckens vor, das heißt es ist rotationsinstabil und in der Vertikalebene instabil, was man auch als „translationsinstabil“ bezeichnet [44,81,82]. Zu diesen Frakturen kommt es nur durch große Krafteinwirkungen, die zur Ruptur des hinteren Beckenrings führen und meist noch von anderen Verletzungen begleitet werden [82]. Beim Typ C1 ist nur eine Seite des Beckens instabil, während die Gegenseite ihre komplette Stabilität beibehält. Den Typ C2 kennzeichnet eine partielle Instabilität der Gegenseite, also eine reine Rotationsinstabilität, während die andere Seite translationsinstabil ist. Es liegt also auf einer Seite des Beckens eine Typ C- und auf der anderen Seite eine Typ-B-Verletzung vor. Beim Typ C3 sind beide Seiten des Beckens komplett instabil [44,60,75].

Mit einem Anteil von ungefähr 45% aller Beckenfrakturen treten die Typ-A Verletzungen am häufigsten auf. Die Häufigkeit der Typ-B Verletzungen liegt bei 15% und die der Typ-C Verletzungen bei circa 10% [81].

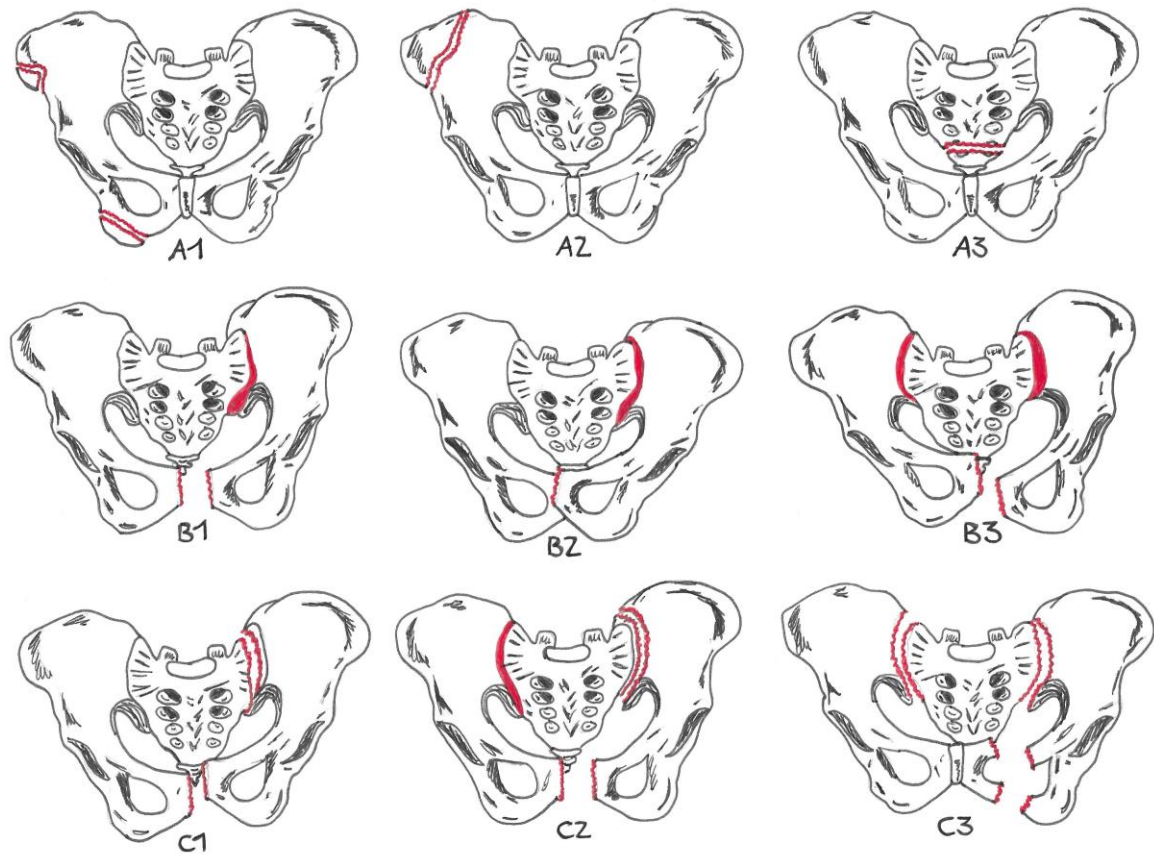


Abbildung 1: Die AO-Klassifikation der Beckenfrakturen nach Tile

3.2.2. spezielle Verletzungen der Symphyse und bleibende Diastasen

Verletzungen im Bereich der Symphyse sind in den meisten Fällen traumatologisch bedingt [16,24,26]. Traumatische Symphysenrupturen zählen zu den Typ B-, manchmal auch zu den Typ C- Beckenfrakturen nach AO/Tile, bei denen man bei den Typ B1-Verletzungen auch von klassischen „Open Book Injuries“ spricht, da sich das Becken aufgrund der Durchtrennung der Symphyse wie ein Buch öffnen kann. Dies geschieht durch die Außenrotation einer Beckenhälfte, wobei das Rotationszentrum im Iliosakralgelenk liegt. Es treten zwar am häufigsten laterale Kompressionsfrakturen des Beckens auf, jedoch sind Open-Book-Frakturen vor allem aufgrund ihrer erheblichen Morbidität nicht zu unterschätzen [51]. Es

kommt dabei durch eine Krafteinwirkung von sagittal oder anterior-posterior zu einer Sprengung der Symphyse, sowie der symphysären Bandstrukturen [81].

Verletzungen der Symphyse können aber auch nicht-traumatische Ursachen haben. Eine weitere Ursache für eine Verletzung der Symphyse ist die postpartale Symphysendehiszenz. Dabei handelt es sich um eine Überdehnung oder sogar Sprengung der Symphyse einer Frau während des Geburtsvorganges. Ursache sind der massive Druck, der beim Durchtritt des Kindes durch das Becken entsteht, sowie die hormonell bedingte Lockerung der Bänder des Beckenringes zum Ende der Schwangerschaft. Äußern tut sich dieses Verletzungsbild durch postpartale Bewegungs- und Belastungsschmerzen im Bereich der Symphyse [55].

Schmerzen und Instabilität der Symphyse können aber auch durch eine rheumatologisch bedingte Osteitis pubis [16], bei der es sich um eine nicht-infektiöse Entzündung der Symphyse und des Schambeines handelt, oder aufgrund von chronischer Überlastung der Adduktoren bei Sportlern auftreten [37].

3.3. Diagnostik von Beckenverletzungen

Die drei Hauptsäulen der Diagnostik bei traumatischen Beckenringverletzungen stellen die klinische Untersuchung im Rahmen der Primary Survey nach ATLS, die radiologische Bildgebung und die FAST-Sonografie (Focus Assessment with Sonography for Trauma) dar [60]. Handelt es sich um chronische Beschwerden im Bereich des Beckens stehen vor allem eine ausführliche Anamnese und die körperliche Untersuchung im Vordergrund, im Anschluss erfolgt die Bildgebung. Ein obligater Bestandteil der körperlichen Untersuchung bei jeder Art von Beckenverletzung ist die Stabilitätsprüfung des Beckens [61,64]. Dabei prüft der Untersucher die anterior-posteriore Kompression, sowie die Rotation des Beckens, indem er beide Hände auf den Beckenkämmen platziert, wobei die Daumen medial und die anderen Finger lateral der Spina iliaca anterior superior liegen. Die laterale Kompressionsprüfung erfolgt, indem eine Hand auf dem Beckenkamm liegt und die andere Hand das Bein hält und so auf eine laterale Verschiebbarkeit oder Instabilität getestet. Jegliche Beweglichkeit oder Federung des Beckens gilt als pathologisch und erfordert eine dringliche weitere Abklärung [8,60]. Auch bei einem in der klinischen Untersuchung stabilem Becken sollte immer zusätzlich eine radiologische Bildgebung erfolgen, da 20% der instabilen Beckenfrakturen klinisch unerkant bleiben [61]. Zu den bildgebenden Maßnahmen gehört die Durchführung einer röntgenologischen Beckenübersichtsaufnahme oder einer Computertomographie. Da die CT mit der Möglichkeit einer genaueren und dreidimensionalen Darstellung, sowie der kontrastmittelgestützten Gefäßdarstellung dem konventionellem Röntgen überlegen ist und

undislozierte Frakturen und Instabilitätszeichen im konventionellen Röntgen oft nicht erkannt werden können, wird heutzutage häufig direkt eine Computertomographie durchgeführt [77,82]. Bei der konventionellen Röntgendiagnostik sollte zunächst eine a.p.-Beckenübersichtsaufnahme im Röntgen erfolgen. Ist in der Aufnahme eine Fraktur erkennbar, kann diese mittels Inlet- und Outlet-Aufnahme genauer analysiert werden. Dabei dient die Inlet-Aufnahme zur Bestimmung der Rotation und hilft bei der genaueren Analyse des vorderen Sakrums und der Ossa coxae. In der Outlet-Aufnahme können die Symmetrie und Form des Sakrums, der Iliosakralgelenke und der Neuroforamina beurteilt werden. Trotzdem ist immer eine zusätzliche Schnittbildgebung empfehlenswert, damit keine undislozierten Frakturen übersehen werden [69,70].

3.3.1. spezielle Diagnostik von Symphysenverletzungen und Instabilitäten

Die klinische Untersuchung der Stabilität des Beckens kann indirekt bereits Hinweise darauf geben, ob eine Verletzung der Symphyse vorliegt [77]. Um eine sichere Diagnosestellung vornehmen zu können, ist jedoch immer eine Bildgebung notwendig. Während im Rahmen von Polytraumata in der Regel eine Ganzkörper-CT durchgeführt wird, reicht bei kleineren Verletzungen oder bei nicht-traumatisch bedingten Schmerzen im Bereich der Symphyse eine Nativröntgenaufnahme des Beckens. Hier werden meistens eine Beckenübersichtsaufnahme a.p., sowie Inlet- und Outlet- Schrägaufnahmen gemacht [55,77]. Die normale Weite der Symphyse bei einem erwachsenen Menschen sollte in der Bildgebung ungefähr 10mm betragen [82]. Jegliche Erweiterung der Symphyse ist, vor allem bei vorangegangenen Trauma oder positiver Schmerzanamnese, grundsätzlich als pathologisch zu betrachten, wobei bei einer traumatischen Beckenverletzung mit einer Symphysendehiszenz von mehr als 2 cm die Indikation zur Operation gegeben ist [55]. Bei der Beurteilung der Symphyse in der Bildgebung ist jedoch immer zu bedenken, dass es sich nur um Momentaufnahmen handelt und die Diastase zum Verletzungszeitpunkt deutlich größer gewesen sein kann. Daher muss man bei Schmerzen im Symphysenbereich mit vorangegangenen Trauma oder postpartal auch bei einer bildmorphologisch geringen Erweiterung von einer Sprengung der Symphyse ausgehen. Zur erweiterten Diagnostik können in diesen Fällen zum Beispiel Stressaufnahmen mit Belastung der Symphyse gemacht werden [82]. Weitere spezielle Untersuchungsmöglichkeiten für die Symphyse sind die sogenannte „Flamingo-Aufnahme“ in der Röntgenbildgebung, die im Einbeinstand erfolgt oder die „Symphysiographie“ mit Kontrastmittelinjektion in die Symphyse. Dabei gibt die Menge des wieder aus der Symphyse austretenden Kontrastmittels sowie dessen Lokalisation Ausschluss über die Prognose. Bei vollständigem Kontrastmittelaustritt ist von einer ausgeprägten Symphyseninstabilität auszugehen. Die Prognose ist hier bei konservativem Vorgehen am schlechtesten [36].

3.4. Therapie von Beckenverletzungen

Bei der Hälfte aller Beckenringfrakturen kommt ein konservatives therapeutisches Vorgehen zum Einsatz [14,82]. Dabei handelt es sich hauptsächlich um Frakturen vom Typ A nach AO/Tile, welche die häufigsten aller Beckenringfrakturen darstellen, oder um stabile Frakturen vom Typ B. Bei der konservativen Therapie spricht man auch von einer funktionellen Therapie, welche aus einer initialen Bettruhe mit bedarfsgerechter Analgesie und Thromboseprophylaxe besteht und im Verlauf durch die zunehmende Mobilisierung mit Gehhilfen und Physiotherapie gekennzeichnet ist [82].

Die Indikation zur operativen Versorgung einer Beckenringfraktur besteht bei jeglicher Instabilität im Beckenring, sowie bei stabilen Frakturen mit deutlicher Fehlstellung oder bei eingestauchten Frakturen [14,77]. Betrachtet man die Einteilung der Beckenringfrakturen nach AO/Tile, so lässt sich sagen, dass meistens Frakturen vom Typ C, einige Frakturen vom Typ B und nur sehr wenige Frakturen vom Typ A operativ versorgt werden müssen [13]. Grundsätzlich müssen dabei Frakturen vom Typ C immer ventral und dorsal stabilisiert werden, bei Frakturen vom Typ B ist eine ventrale Stabilisierung ausreichend [14,77]. Das operative Verfahren und der operative Zugangsweg hängen von der genauen Lokalisation und der Art der Fraktur ab. Als Standardverfahren für Symphysenrupturen gilt die Versorgung mittels Plattenosteosynthese, für instabile Schambeinfrakturen die Versorgung mittels Fixateur externe oder intramedullärer Schraube und für transiliakale Frakturen die Kombination aus Plattenosteosynthese und Verschraubung oder eine alleinige Plattenosteosynthese. Bei einer Sprengung des Iliosakralgelenkes kommt in der Regel eine Verplattung von ventral oder eine Verschraubung zum Einsatz [14,39,82]. Bei Frakturen mit hoher Instabilität sollte ein Fixateur externe das Becken zusätzlich von ventral stabilisieren [39]. Dieser kommt außerdem auch bei offenen Frakturen über die primäre Beckenfixation hinaus zum Einsatz [14].

Zu den standardisierten operativen Zugangswegen gehören für Frakturen im Bereich der Symphyse und des Schambeines der modifizierte Pfannenstielschnitt und für Sakrumfrakturen ein dorsaler, paramedianer Schnitt. Um Zugang zur Beckenschaufel und zum Iliosakralgelenk zu erhalten wird in der Regel der ilioinguinale Zugang nach Letournel verwendet, bei dem ein Hautschnitt vom Beckenkamm bis 2 cm oberhalb der Symphyse gesetzt wird [39].

3.4.1. spezielle Therapie von Verletzungen der Symphyse

Bei traumatischen Rupturen der Symphyse wird die Indikation zur operativen Osteosynthese ab einer Dehiszenz von über 2 cm gestellt, sowie bei jeglicher Instabilität im Bereich der Symphyse. Als Zugangsweg dient bei diesen Operationen in der Regel der modifizierte Pfannenstielschnitt. Dabei handelt es sich um einen queren Hautschnitt einen Zentimeter über der Symphyse [13,39,82]. Danach wird die Linea alba längs gespalten und der Musculus rectus abdominis sowie pyramidalis wird zur Seite geschoben. Anschließend wird die Symphyse frei präpariert [63,78,82]. Sollte aufgrund von Begleitverletzungen eine Laparotomie erforderlich sein, kann die Symphyse auch über diesen medianen Zugangsweg mitversorgt werden [13]. Nach Reponierung der Symphyse mittels Repositionszange wird die Symphysensprengung in der Regel mit einer 4-6 Loch 3,5mm Symphysenplatte von kranial her fixiert. Es handelt sich bei diesen Modellen meist um anatomisch vorgeformte Platten mit dynamischer Kompressionsmöglichkeit und Winkelstabilität [14]. Es zeigte sich in Studien eine bessere Stabilität, wenn die Platten in ihrer Form an die jeweilige Symphyse angepasst wurden. Laut biomechanischem Vergleich sind die wichtigsten Kriterien bei der Implantatwahl der vollständige Kontakt von Platte und Knochen, sowie die Kompression auf die Symphyse [62]. Bei schlechtem Halt im Knochen können Spongiosaschrauben verwendet werden [82] und bei sehr ausgeprägter Instabilität der Symphyse kann eine doppelte Verplattung mit einer Platte von superior und einer zweiten von anterior vorgenommen werden [62]. In speziellen Fällen kann auch mit Drahtcerclagen eine zusätzliche Stabilisierung durchgeführt werden [17,39]. Die alleinige Versorgung einer Symphysenruptur mittels Drahtcerclage oder mit einem PDS-Banding nach Ecke hat sich aufgrund mangelnder Stabilität im Vergleich zur Plattenosteosynthese nicht durchgesetzt [48]. Das eingebrachte Osteosynthesematerial im Bereich der Symphyse sollte grundsätzlich aufgrund der Gefahr einer Implantatlockerung nach 6-8 Monaten wieder entfernt werden [13].

Konservative Therapiemöglichkeiten werden vor allem bei Symphysensprengungen aufgrund einer postpartalen Symphysendehiszenz angewandt. Hier besteht auch bei einer Dehiszenz von über 3 cm zunächst die Indikation für eine konservative Therapie, zum Beispiel mittels entlastenden Lagerungsmethoden ähnlich der Rauchfußschwebe [55]. Ebenso kommt bei anderen Krankheitsbildern, die zu einer Instabilität im Bereich der Symphyse geführt haben, wie zum Beispiel der Osteitis pubis, hauptsächlich eine konservative Therapie zum Einsatz [84].

Nur selten wird im Verlauf nach postpartaler Symphysendehiszenz oder Osteitis pubis eine operative Versorgung notwendig [67,84].

3.5. Komplikationen

Im Rahmen der Behandlung von Beckenringverletzungen können verschiedene Komplikationen auftreten. Dazu zählen zum einen Komplikationen, die durch die Verletzung an sich bedingt sind, wie zum Beispiel Massenblutungen, Infektionen, Lungenembolien oder Multiorganversagen. Diese Komplikationen weisen eine hohe Letalität auf [44]. Es können aber auch Komplikationen im Rahmen einer operativen Frakturversorgung auftreten. Dazu gehören die allgemeinen Operationsrisiken, die grundsätzlich bei allen chirurgischen Eingriffen auftreten können, wie Blutungen, Nachblutungen, Infektionen bis hin zur Sepsis, allergische Reaktionen auf verwendetes Material oder Substanzen, Thrombose und Lungenembolie, Wundheilungsstörungen und Narbenbildung. Als Komplikation bei der Behandlung von Beckenverletzungen kann außerdem ein abdominelles Kompartmentsyndrom auftreten oder es kann zur Ausbildung von Bauchwandhernien, zu Beinlängendifferenzen und durch Nervenschädigungen zu Miktions- oder Erektionsstörungen kommen [44].

Spezielle Risiken bei Eingriffen an der Symphyse stellen Verletzungen der Harnblase, paravesikale Blutungen und Verletzungen des Samenstranges oder der Urethra dar. Durch das Einbringen von Osteosynthesematerial kann es zu Komplikationen wie Implantatlockerungen, Implantatbrüchen oder Infektionen kommen [82]. Sowohl als Komplikation einer konservativen Therapie, als auch einer operativen Versorgung von Verletzungen der Symphyse können chronische Schmerzen durch eine dauerhafte Instabilität der Symphyse auftreten [62,76].

3.5.1. chronische Instabilität und Schmerzen nach Verletzungen der Symphyse

Hauptprobleme nach Ruptur der Symphyse oder anderen Krankheitsbildern im Bereich der Symphyse sind chronische Schmerzen und Instabilität [62,76]. Dies ist meist durch mangelhafte oder fehlende Ausheilung der Verletzung oder durch die Bildung einer Pseudarthrose bedingt [62] und kennzeichnet sich durch Schmerzen im Bereich des Schambeins, der Leiste und möglicherweise im Bereich des gesamten kleinen Beckens und unterem Rücken, besonders stark ausgeprägt bei Bewegung. Dieses Beschwerdebild kann sich als Komplikation nach konservativ behandelten Frakturen, nach operativer Versorgung, postpartal oder im Rahmen einer Osteitis pubis einstellen [76]. Besonders im Rahmen von schweren Beckenverletzungen können diese Spätfolgen zu einer starken Einschränkung der Lebensqualität der Patienten führen [82]. Nur bei 40% der Patienten, die eine Typ-C-Beckenfraktur erlitten haben zeigt sich 2 Jahre nach der Verletzung eine volle Schmerzfreiheit [13]. Bei der operativen Versorgung von Symphysenfrakturen kommt es bei 5-21% zu einem Implantatversagen [11,65]. Langfristige Beschwerden nach postpartalen

Symphysenverletzungen sind zwar selten, da bei 99% der Frauen die Beckenringschmerzen 12 Wochen nach der Geburt verschwunden sind, stellen aber ein sehr beeinträchtigendes Leidenbild für die betroffenen Patientinnen dar [21,76]. Liegt bei einer Frau postpartal eine komplette Symphysensprengung vor, so sollte eine operative Versorgung in Betracht gezogen werden, da dies eine signifikante Verbesserung der Mobilität und des Schmerzleidens der Patientinnen zeigte [54,76]. Eine Studie von Najibi et al. konnte hier gute Ergebnisse durch die Versorgung von Symphysensprengungen innerhalb von 2 Wochen nach der Geburt mittels Plattenosteosynthese, sowie bei chronischen Beschwerden nach konservativer Behandlung für die operative Versorgung mittels Platte und autologer Knochentransplantation zeigen [54].

Bei allen Formen der chronischen Instabilität und Schmerzen im Bereich der Symphyse sind zunächst konservative Maßnahmen anzustreben. Dazu gehören die Verwendung von Orthesen, Physiotherapie, bedarfsgerechte Schmerzmedikation, lokale Injektionen von Schmerzmitteln und Steroiden, sowie zeitlich begrenzte Bettruhe. Bei Erfolgslosigkeit sollte sich eine weiterführende Diagnostik, zum Beispiel mittels Einbeinstandaufnahme oder Symphysiographie, anschließen. Diese können oft eine pathologische Beweglichkeit der Symphyse nachweisen. Eine Indikation zur Operation sollte gestellt werden, wenn die konservativen Maßnahmen keinen Erfolg erzielt haben und bleibende Schmerzen, eine radiologisch nachweisbare Pseudarthrose oder pathologische Verschiebbarkeit von über 5 mm vertikal oder eine horizontale Diastase der Symphyse von über 10 mm vorliegen. Für ein erfolgreiches Ausheilen sollte zusätzlich zur Fixierung mittels Plattenosteosynthese eine Arthrodese der Symphyse erfolgen, indem der symphysäre Knorpel entfernt, der dann freiliegende Knochen angebohrt und autologes Knochenmaterial aus dem Beckenkamm eingefügt wird [76]. Diese Methode hat sich als Behandlungsmöglichkeit bei chronischer Instabilität, Degeneration und Entzündungen im Bereich der Symphyse gegenüber einer alleinigen Keilresektion mit Verplattung durchgesetzt [52,53,59]. Es zeigte sich außerdem, dass die Ergebnisse einer reinen Symphysenverplattung bezüglich Stabilität und Materialhaltbarkeit schlechter waren, als bei einer Arthrodese der Symphyse mittels autologem Knochenmaterial [51]. Verschiedene weitere Studien konnten ebenfalls einen Vorteil für die Durchführung einer Symphysiodese zeigen [34,54,59]. In vorherigen Studien wurde das autologe Knochenmaterial in den vorher von Knorpelteilen befreiten Symphysenspalt eingebracht, zwischen Platte und Symphyse gelegt oder am posterioren Hinterrand der Symphyse mit Schrauben und Unterlegscheiben fixiert [52,76]. Moore führte zusätzlich zur Arthrodese der Symphyse eine Arthrodese der Iliosakralgelenke durch, um eine bessere Stabilität im gesamten Beckenring zu erzielen [52]. Pohlemann und Tscherne haben die Arthrodese der Symphyse mit einem trikortikalen autologen rechteckigen Knochenspan aus dem Beckenkamm durchgeführt [28] und Giannoudis nutzte einen T-förmigen Knochenspan. Auch hier wurden meist 2 Platten für die Fixation verwendet [29].

4. Material und Methoden

4.1. Material

4.1.1. Beckenpräparate und Präparation der Becken

Für die Experimente wurden humane Beckenpräparate verwendet. Die Präparate wurden vom Institut für Anatomie und Zellbiologie der Universität des Saarlandes aus Körperspenden zur Verfügung gestellt. Da es sich um Körperspender handelte, lag eine Einwilligung zur Verwendung der Körperteile vor. Die Durchführung der Versuche wurde durch die Ethikkommission der Universität des Saarlandes unter der Bearbeitungsnummer 131/21 genehmigt.

Die Becken wurden am zweiten Lendenwirbelkörper abgesetzt und an den Acetabulae exartikuliert. Bei der Präparation wurden die umliegenden Weichteile entfernt, sodass lediglich der Knochen und alle Bandstrukturen, die Ligamenta sacroiliacae, sacrotuberale sowie sacrospinale, erhalten blieben. Die Präparate wurden kurze Zeit nach dem Tod entnommen und unbehandelt bei -20°C tiefgefroren. Präparate, die vom anatomischen Normalbefund abwichen, wie zum Beispiel bei einliegender Hüft-TEP, Tumoren oder Osteolysen, wurden nicht verwendet. Vor Beginn der Versuche wurden die Präparate in Zusammenarbeit mit der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums des Saarlandes mittels Computertomographie vermessen, um eine Größe für den Symphysenspan zu ermitteln und Homogenität zu gewährleisten. Die Becken waren bei -20°C tiefgefroren und wurden jeweils über 24 Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut, bevor die Versuche stattfanden.



Abbildung 2: Präparation und Eingießen des Beckens

4.1.1.1. Symphysenvermessung und Beurteilung der Knochendichte im CT

Die Messungen erfolgten mit einem 128-Zeilen-Spiral-CT-Scanner der Firma Siemens mit einer Röhrenspannung von 120 kV und einem Röhrenstrom von 300 mAs. Die Bildrekonstruktion ergab ein Knochenfenster mit einer Schichtdicke von 0,5 mm und ein Weichteilfenster mit einer Schichtdicke von 1 mm.

Die Ausmessungen der CT Bilder ergaben für den Symphysenspan Maße von 3 cm Länge und 1 cm Durchmesser. Mit diesen Maßen war gewährleistet, dass bei keinem Becken der untere Symphysenpol durchbrochen werden musste und dass der Span sowohl ventral als auch dorsal von Knochen umgeben ist um somit zusätzlich stabilisierende symphysenumspannende Bänder zu schonen.

Für die Ausmessung wurde im sagittalen Schnittbild die Mitte der Symphyse aufgesucht und in Höhe und Breite vermessen. Die Kortikalis wurde dabei nicht mit einbezogen. Es erfolgte zusätzlich im axialen Schnittbild die Simulation eines möglichen Knochenspanes. Dafür wurde im obersten und im untersten Bereich der Symphyse die größtmögliche kreisförmige Fläche bestimmt, die nicht die Kortikalis mit einbezieht. Anhand der CT Bilder erfolgte außerdem die Bestimmung von Hounsfield Einheiten in einem vorher definierten Areal im Bereich des S1-Wirbelkörpers zur Gewährleistung einer gleichmäßigen Verteilung der Becken bezüglich ihrer Knochendichte. Dabei wird die ROI (Region of interest) im axialen Bild mittig mit einem Radius, der dem halben anteroposterioren Durchmesser des Wirbelkörpers entspricht, platziert. Im sagittalen Bild wird mit der ROI so viel

Trabekelstruktur des Knochens wie möglich erfasst, ohne die Kortikalis mit einzubeziehen [87].

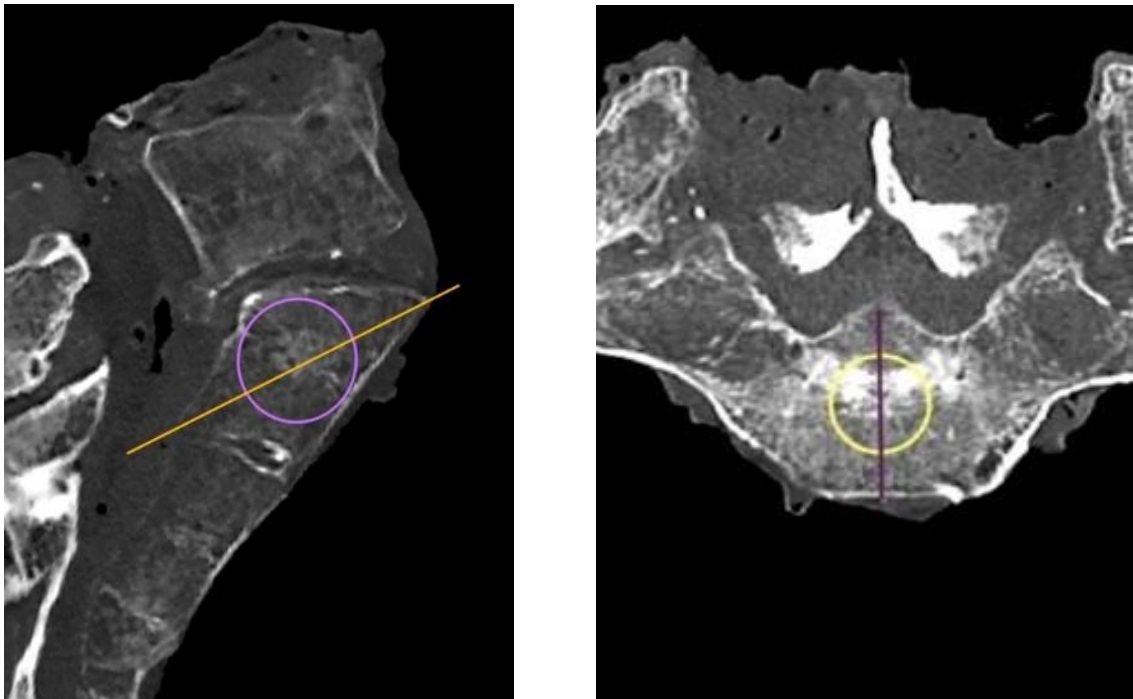


Abbildung 3: Bestimmung der Hounsfield Einheiten am S1 im CT

4.1.2. Plattenosteosynthese

Bei dem für einen Teil der Versuche verwendeten Plattenosteosynthesystem handelte es sich um eine 3,5 mm Symphysenplatte mit 6 coaxialen Kombinationslöchern, von denen zwei eine dynamische Kompression ermöglichen (Symphyseal Locking and Dynamic Compression Plate, Synthes®, Oberdorf, Schweiz). Die Platte wurde mit zwei zentralen 70-90 mm Kortikalisschrauben und vier lateralen winkelstabilen 30 mm Verriegelungsschrauben verschraubt. Die Platte ist in ihrer leicht gebogenen Form an die Anatomie der Schambeinkrümmung angepasst.

Diese Symphysenplatte wirkt zum einen über eine dynamische Kompression durch die beiden medialen Kortikalisschrauben, sorgt aber auch für eine feste Fixierung der Reposition durch die lateralen winkelstabilen Schrauben, die durch eine Gewindeverbindung von Schraubenkopf und Plattenloch in einem vordefinierten Winkel fixiert sind.



Abbildung 4: Plattenosteosynthesesystem vom Typ 3,5 mm SLDCP mit zwei 70-90 mm Kortikalisschrauben und vier 30 mm winkelstabilen Verriegelungsschrauben sowie zugehöriger Bohrhülse und Schraubendreher (Synthes®, Oberdorf, Schweiz)

4.1.3. Fixateur interne

Im Vergleich zur Standardversorgung von Symphysenfrakturen mittels Plattenosteosynthese erfolgte die Stabilisierung in einer zweiten Versuchsgruppe mittels Fixateur interne (USS-fracture MIS, Synthes®, Oberdorf, Schweiz), der normalerweise für die Versorgung von Wirbelkörperfrakturen angewendet wird. Er hat dabei die Funktion einer winkelstabilen Reposition und Fixation.

Der Fixateur interne besteht aus zwei Schanzschen Titan-Schrauben (Dual Core, 5,0 mm Durchmesser), die an der Wirbelsäule transpedikulär und in der Anwendung an der Symphyse auf beiden Seiten lateral der Symphyse in den Knochen eingebracht werden, sowie zwei Frakturbacken (6,0 mm Durchmesser) und einem Titanstab (6,0 mm Durchmesser) zur Querverbindung.



Abbildung 5: USS-Fixateur interne (Universal Spine System, Synthes, Oberdorf, Schweiz) und Zubehör: Sechskantschraubenzieher, Querstange, 2 Frakturbacken, 2 Schanzsche Schrauben, T-Handgriff (von links nach rechts)

4.1.4. Der Symphysenspan und das Knochenblockentnahmesystem (SDI)

Für die Arthrodese der Symphyse wurde ein einheitlicher zylindrischer Span mit einem Durchmesser von 1 cm und einer Länge von 3 cm aus einem generischen Block mit der Struktur von leichtem kortikalen Knochen der Firma Synbone® (Synbone AG, Switzerland) ausgefräst. Dieser simuliert in der hier vorliegenden Versuchsreihe einen Knochenspan, der in der klinischen Anwendung aus dem Becken des Patienten entnommen werden kann. Für die Spanentnahme eines Spanes mit 1 cm Durchmesser wurde das Bone Block Harvesting System mit Surgical Diamond Instruments (SDI®) nach Prof. Draenert (boneArtis AG, München) verwendet, welches aus zylindrischem Fräsaufsatz (12,6 mm Durchmesser), Handgriff, Knochenspanentnehmer und Hammer besteht. Dabei wurde für die Entnahme des synthetischen Spanes der nächstgrößere Fräsaufsatz verwendet, als für das Ausfräsen der Symphyse, um anschließend beim Einbringen eine hohe Passgenauigkeit und Kompression zu erzielen.



Abbildung 6: Das Knochenspan-Entnahmesystem von Draenert (boneArtis AG, München) bestehend aus Hammer, Knochenspanentnehmer, Handgriff, Span aus künstlichem Material der Firma Synbone®, Fräsaufsatz vom Typ SDI (links) und der synthetische Symphysenspan (eine Größe dicker) und ausgefräste Symphysenzylinder im Vergleich (rechts)

4.1.5. Materialprüfmaschine

Für die Versuche wurde die Electro Puls Materialprüfmaschine Instron E10000 (Canton, Massachusetts, USA) verwendet. Sie ist dynamisch mit bis zu 10 kN und statisch bis zu 7 kN belastbar und erlaubt Frequenzen bis zu 100 Hz. Die Maschine wird digital gesteuert und lässt sich über das zugehörige Softwaresystem (WaveMatrix™ 2) bedienen. Mit diesem konnte ein eigener Belastungsablauf programmiert und für die Durchführung der Experimente genutzt werden.

4.1.6. Foliensensor System

Für die Messung der Kompressionskraft und der Kontaktfläche in der Symphyse wurde das I-Scan® System (Tekscan Inc., 307 West First Street, South Boston, MA) verwendet. Dieses besteht aus einer Drucksensorfolie, der zugehörigen Hardware („Evolution Handle“) und der I-Scan® Computer Software für Microsoft Windows™ (Version 5.9). Im Rahmen dieser Studie wurde das Modell 5051 der Drucksensorfolien (Tekscan Inc, 307 West First Street, South Boston, MA) verwendet. Dabei handelt es sich um eine flexible, 0,102 mm dicke Folie mit 1936 Sensoren bei einer Sensordichte von 62,0 Sensoren/cm², die in Zeilen und Spalten als Gitter

angeordnet sind. Der Messbereich hat eine Größe von 55,9 mm x 55,9 mm und kann somit den gesamten Bereich der Symphysiodese mit einem Span mit den Maßen 3 cm x 1 cm abdecken. Die Sensoren können über Änderungen des elektrischen Widerstandes Druck- und Kraftveränderungen auf ihrer Oberfläche messen. Diese Informationen werden dann über die „Evolution Handle“, in die das Ende der Folie eingeführt wird, an die Software auf dem Computer übertragen. Mit der I-Scan® Software kann man die ermittelten Informationen in verschiedenen Grafiken in Echtzeit darstellen und auch zu späteren Zeitpunkten ansehen und analysieren. Um die Daten in einer entsprechenden Einheit zu erhalten, musste im Vorfeld für jede Sensor-Folie eine Kalibrierung erfolgen. (<https://www.tekscan.com/products-solutions/pressure-mapping-sensors/5051>)



Abbildung 7: Tekscan Evolution Handle und Tekscan Sensor Folie vom Modell 5051

4.1.7. Optitrack Kamerasystem

Zur Darstellung von Bewegungen im Rahmen einer 3D-Analyse wurde ein System aus 4 Kameras vom Modell Prime 13 der Firma Optitrack (NaturalPoint Inc., Cornwallis, OR, USA) mit der zugehörigen Motive 2.0 Computer Software sowie Markern und einem Kalibrierungstool verwendet. Nach einer Kalibrierung des Systems mit dem Kalibrierungstool können die Kameras den Raum in allen Ebenen genau erfassen und dann die speziellen Marker und deren Bewegungen im Raum in Echtzeit darstellen und aufzeichnen. Mit der Software ist es möglich, die Abstände zwischen verschiedenen Markern zu messen und die Änderungen im gesamten Verlauf des Experiments darzustellen, um so Lageänderungen des Beckens oder Bewegungen im Bereich der Symphysiodese zu erkennen. Dabei bietet das Kamerasystem eine 3D-Präzision im Sub-Millimeter Bereich bis 0,05 mm und kann somit auch kleinste Veränderungen detektieren [1]. Für die Positionierung der Marker wurden kleine Nägel in den Beckenknochen eingebracht, auf die die Marker aufgesteckt werden konnten.

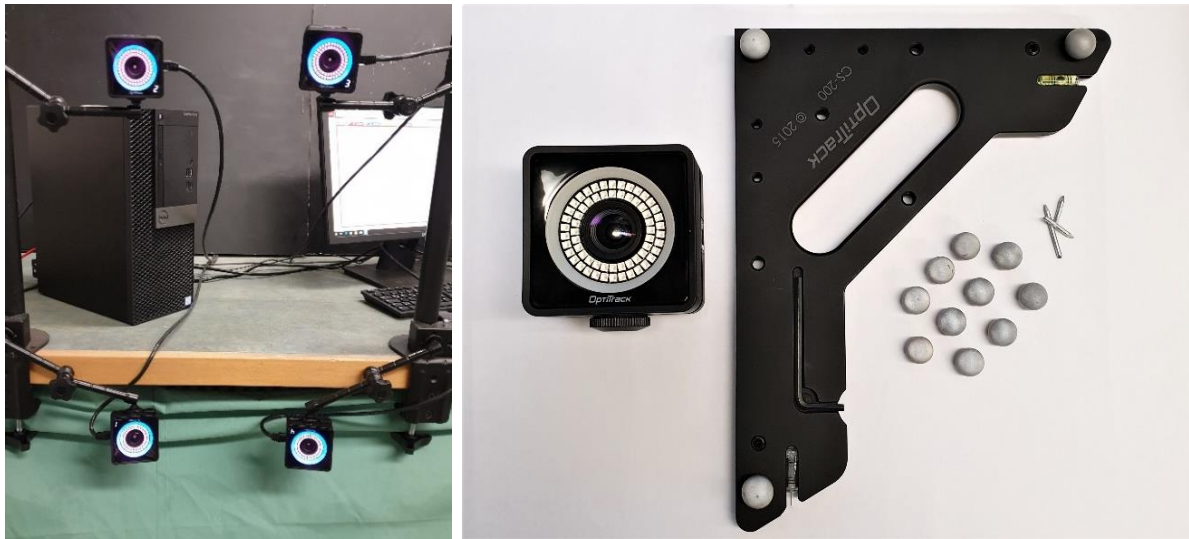


Abbildung 8: Das Optitrack Kamerasystem mit den zugehörigen Markern, Kalibrierungstool und Nägeln zur Verankerung der Marker im Knochen

4.1.8. Benutztes Material und Instrumente

- Luer
- Weber-Zange
- Repositionszange
- herkömmlicher Akkubohrer /-schrauber mit einstellbarer Drehmomentbegrenzung
- herkömmliche Bohrmaschine
- 6-kant und Stardrive Schraubendreher (Torx)
- Nägel zur Befestigung der Optitrack-Marker
- Plexiglasscheiben verschiedener Größen
- Montagemörtel
- Prothesen-Hüftkopf aus Keramik (28 mm, Zimmer Inc., Warsaw, Indiana, USA) und dazu passende Technovit-Form aus Kunststoff vom Modell 3040 auf MMA-Basis (Technovit®, Kulzer, Deutschland) zur Einspannung in die Materialprüfmaschine
- 2 Hüftkopfprothesen (48 mm, Zimmer Inc., Warsaw, Indiana, USA), eingegossen in eine Halterung auf Plexiglas
- Bolzenschneider

4.2. Methoden

4.2.1. Schritte der Vorbereitung und Symphysiodese

Bevor die endgültigen Versuche erfolgen konnten, wurden an anatomisch korrekten Beckenmodellen aus Kunststoff (Modell No.4061, Synbone®, Malans, Schweiz), sowie an fixierten Humanbecken, die vom Institut für Anatomie und Zellbiologie der Universität des Saarlandes zur Verfügung gestellt wurden, mehrere Testversuche durchgeführt. Im Rahmen dieser Versuche konnte ein einheitliches Konzept für die Durchführung der Experimente entwickelt werden und die Handhabung der einzelnen Schritte sowie die Bedienung der Geräte standardisiert werden. Erst dann erfolgten die Versuche an unbehandelten frischen humanen Becken mit Aufzeichnung der Ergebnisse für diese Arbeit.

Die humanen Beckenpräparate wurden zunächst von Weichteilen befreit und in eine zylindrische Halterung aus Metall mittels Montagemörtel eingegossen. Um eine Beckenfraktur des Types B1 nach Tile bzw. eine Instabilität im Bereich der Symphyse zu simulieren, wurden hier die Symphyse im Discus interpubicus und der ventrale Teil der Ligamenta sacroilica auf einer Seite des Beckens mittels Skalpell durchtrennt. Um das Becken in die Materialprüfmaschine einspannen zu können, wurde die Lendenwirbelsäule mit Montagemörtel (Fischer 300 T Montagemörtel) in eine Halterung aus Metall eingegossen, die über ein Kugelgelenk mit in der Maschine eingespanntem Kopf verbunden wird. Dann wurde mit dem Fräsaufsatz des SDI Instrumentariums (Fa. boneArtis, Brunnen, Schweiz), der an eine herkömmliche Bohrmaschine der Firma Bosch angeschlossen wurde, die Symphyse in vertikaler Richtung zylindrisch ausgefräst. Der entstandene zylindrische Symphysenspan wurde mit Hilfe des Knochenspanentnehmers entfernt, sodass der knorpelige Teil und die oberste Knochenschicht der Symphyse reseziert wurden und zu beiden Seiten Spongiosa sichtbar war. Mit einem Luer wurden Unebenheiten geglättet. Nun konnte der zuvor gewonnene, synthetische, zylindrische Symphysenspan aus einem generischen Block mit der Struktur von leichtem kortikalen Knochen der Firma Synbone® (Synbone AG, Switzerland) in die Symphyse eingesetzt werden. Dabei handelte es sich um einen zylindrischen Kunststoffspan, der mit der nächstgrößeren Diamantfräse gewonnen wurde und somit ca. 1 mm größer ist als der aus der Symphyse entnommene Knochenspan, um eine gute Kompression erzielen zu können. Zwischen Span und Symphyse wurde außerdem die Tekscan-Sensor-Folie eingespannt.

Dann erfolgte die osteosynthetische Versorgung der Symphyse mittels Plattenosteosynthese oder Fixateur interne. Im Anschluss an die Reposition und Fixation mit den ersten erfolgten Druckmessungen wurden dann die Marker für die 3D-Analyse mit den Kameras von Optitrack angebracht. Hierfür wurden kleine Nägel zu beiden Seiten eines Iliosakralgelenkes und zu

beiden Seiten im kranialen und kaudalen Bereich der Symphyse, sowie beidseits an den Spinae ilicae anteriores superiores und im Bereich der beiden Ramus ossis ischii in den Beckenknochen eingebracht, auf die die Marker dann aufgesteckt werden konnten. Dann konnte das Becken mit Hilfe von zwei Hüftprothesen (48 mm, Zimmer Inc., Warsaw, Indiana, USA), die mit dem Schaft in einer Halterung eingegossen waren und auf einer Plexiglasscheibe fest verankert waren, sowie der Wirbelsäulenhalterung, im Zweibeinstand in die Materialprüfmaschine eingespannt werden und so eine aufrecht stehende Position simulieren. Durch das Zweibeinstandmodell sollte hauptsächlich Stress auf die Symphyse ausgeübt werden. Bei der Wirbelsäulenhalterung handelt es sich um einen Gegenstand, bestehend aus einem Metallzylinder mit einer großen und einer kleinen hohlen Innenseite, in den die Lendenwirbelsäule eingebettet wurde (Abbildung 11 D). Für die kleinere Innenseite wurde eine an einen Prothesen-Hüftkopf aus Keramik (28 mm, Zimmer Inc., Warsaw, Indiana, USA) angepasste Form aus Technovit Kunststoff vom Modell 3040 auf MMA-Basis (Technovit®, Kulzer, Deutschland) geformt und ausgehärtet, sodass das Becken nach oben hin über diese Kugel in die Materialprüfmaschine eingespannt werden konnte und darüber eine Beweglichkeit erhielt. Die Hüftprothesenmodelle auf den Plexiglasscheiben wurden in die Hüftgelenkpfannen der Beckenpräparate eingefügt und auf eine größere Plexiglasscheibe gestellt, sodass zum einen im Bereich der Hüftgelenke, als auch zwischen den beiden Plexiglasplatten Spielraum für Bewegung blieb. Nachdem das Becken in stabiler Zweibeinstand-Position eingespannt wurde, konnte der Versuchsablauf mit der Materialprüfmaschine beginnen.

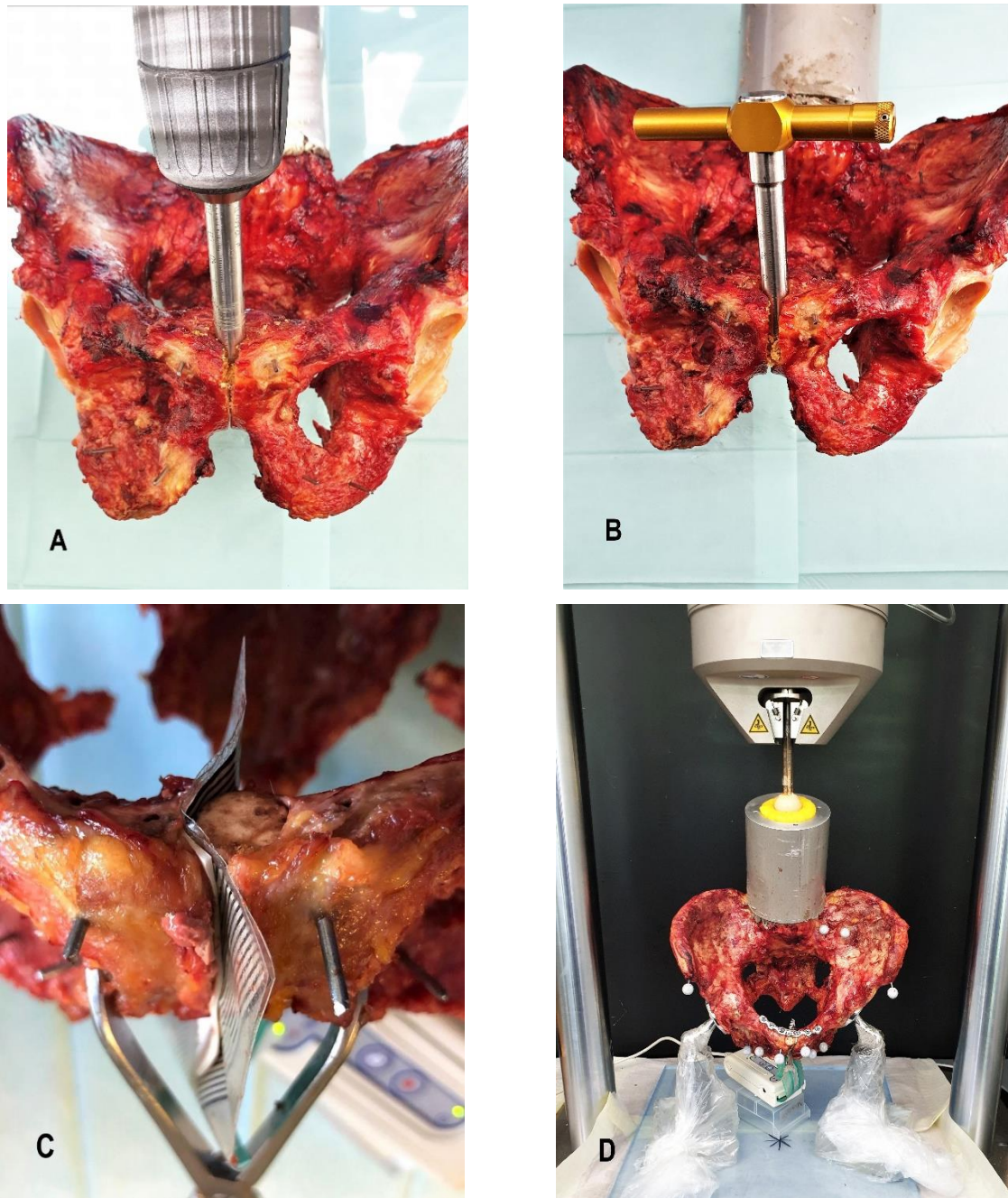


Abbildung 9: Ausfräsen der Symphyse (A), Entfernung des ausgefrästen Materials mit dem Knochenspanentnehmer (B), eingesetzter synthetischer zylindrischer Knochenspan und Sensor-Folie (C), Einspannen des Beckens in die Materialprüfmaschine (D)

4.2.1.1. Anbringung der Plattenosteosynthese

Nachdem die eigentliche Symphysiodese durch das Einfügen des zylindrischen press-fit Symphysenspans und zusätzlich eingebrachter Sensorfolie vollzogen wurde, erfolgte an einem Teil der Becken die osteosynthetische Fixierung der Symphyse mittels Plattenosteosynthese. Es wurde eine anatomisch geformte 3,5 mm 6-Loch Symphysenplatte mit Möglichkeit der dynamischen Kompression (Symphyseal Locking and Dynamic

Compression Plate, Synthes, Umkirch, Deutschland) mit zwei Kortikalisschrauben und vier winkelstabilen Schrauben (Synthes, Umkirch, Deutschland) verwendet. Zunächst wurde die Symphyse mit einer Repositionszange, die auf beiden Seiten im Bereich des Foramen obturatorium angesetzt wurde, reponiert. Es wurde als erstes eine intersymphysäre Vorkraft von 50 N erzielt und mit der Tekscan Sensorfolie als Kontrollaufnahme aufgezeichnet, um einen einheitlichen Ausgangswert für die Reposition zu haben. Es erfolgte die Positionierung der SLDC-Platte und das Bohren der Löcher, sowie die anschließende Einbringung der Schrauben. Dabei wurden zunächst für den Effekt der dynamischen Kompression die beiden medialen Kortikalisschrauben lateral-exzentrisch eingebracht und festgezogen und dann wurden die anderen Schrauben für eine winkelstabile Verankerung mit dem zugehörigen Bohrhülsen-Aufsatz zentral eingebracht. Für das Einbringen der Schrauben wurde ein drehmomentbegrenzter Akkuschrauber verwendet.

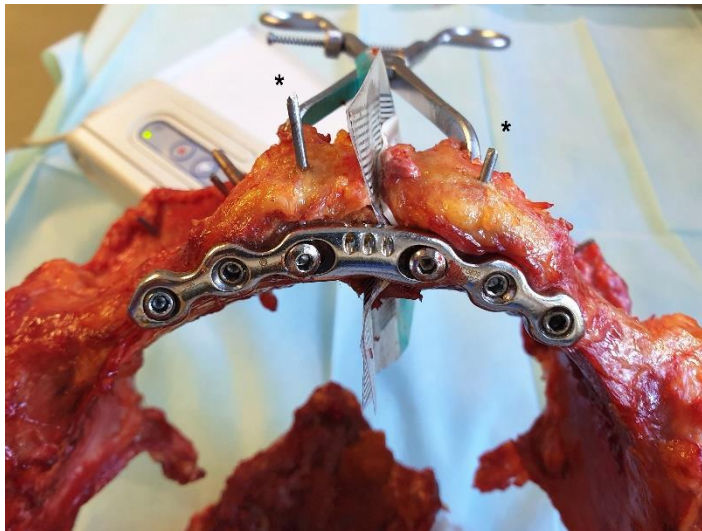


Abbildung 10: angebrachte SLDC-Platte mit noch anliegender Repositionszange (*mit bereits eingebrachten Nägeln für die 3D-Marker)

4.2.1.2. Anbringung des Fixateurs interne

Nachdem die eigentliche Symphysiodese durch das Einfügen des zylindrischen press-fit Symphysenspans und zusätzlich eingebrachter Sensorfolie vollzogen wurde, erfolgte an einem Teil der Becken die osteosynthetische Fixierung der Symphyse mittels Fixateur interne. Als Erstes erfolgte die Reposition der Symphyse mit einer Repositionszange, die zu beiden Seiten im Bereich des Foramen obturatorium angesetzt wurde. Es wurde zunächst eine intersymphysäre Vorkraft von 50 N erzielt und mit der Tekscan Sensorfolie als Kontrollaufnahme aufgezeichnet, um einen einheitlichen Ausgangswert für die Reposition zu haben. Dann erfolgte die Bohrung (\varnothing 3.5 mm) für die Einbringung der transpedikulären Schanzschen Schrauben (Synthes, Umkirch, Deutschland). Hierfür wurde ein herkömmlicher

Akkuschrauber verwendet. Die Schanzschen Schrauben (5 mm) wurden mit dem T-Handgriff zu beiden Seiten der Symphyse an der dicksten Stelle des Schambeines parallel zur Symphyse eingebracht. Dann wurden zwei Frakturbacken auf die Schanzschen Schrauben aufgefädelt und auf den Knochen aufgelegt. Ein Titan-Verbindungsstab von 35 mm Länge und 6 mm Durchmesser (Synthes, Umkirch, Deutschland) wurde daraufhin zwischen den Frakturbacken befestigt. Im ersten Schritt zur Fixierung des Fixateurs wurde die Symphyse über die Schanzschen Schrauben kaudal komprimiert, indem diese an ihren kranialen Enden nach lateral gedrückt wurden, sodass die im Schambein liegenden kaudalen Enden zusammengepresst wurden. In dieser Position erfolgte die Feststellung der kranialen Schrauben der Frakturbacken, wobei der Querverbindungsstab als Widerlager für die Kompression im kaudalen Teil der Symphyse dient. Dann wurde eine spitze Repositionszange von lateral her an die Frakturbacken angesetzt und so stark wie möglich komprimiert. So erreicht man auch im kranialen Teil der Symphyse eine zusätzliche Kompression und kann diese durch Festziehen der anterioren Schrauben an den Klemmbacken fixieren. Anschließend erfolgte die Entfernung der Repositionszangen und das Kürzen der Schanzschen Schrauben mit dem Bolzenschneider.

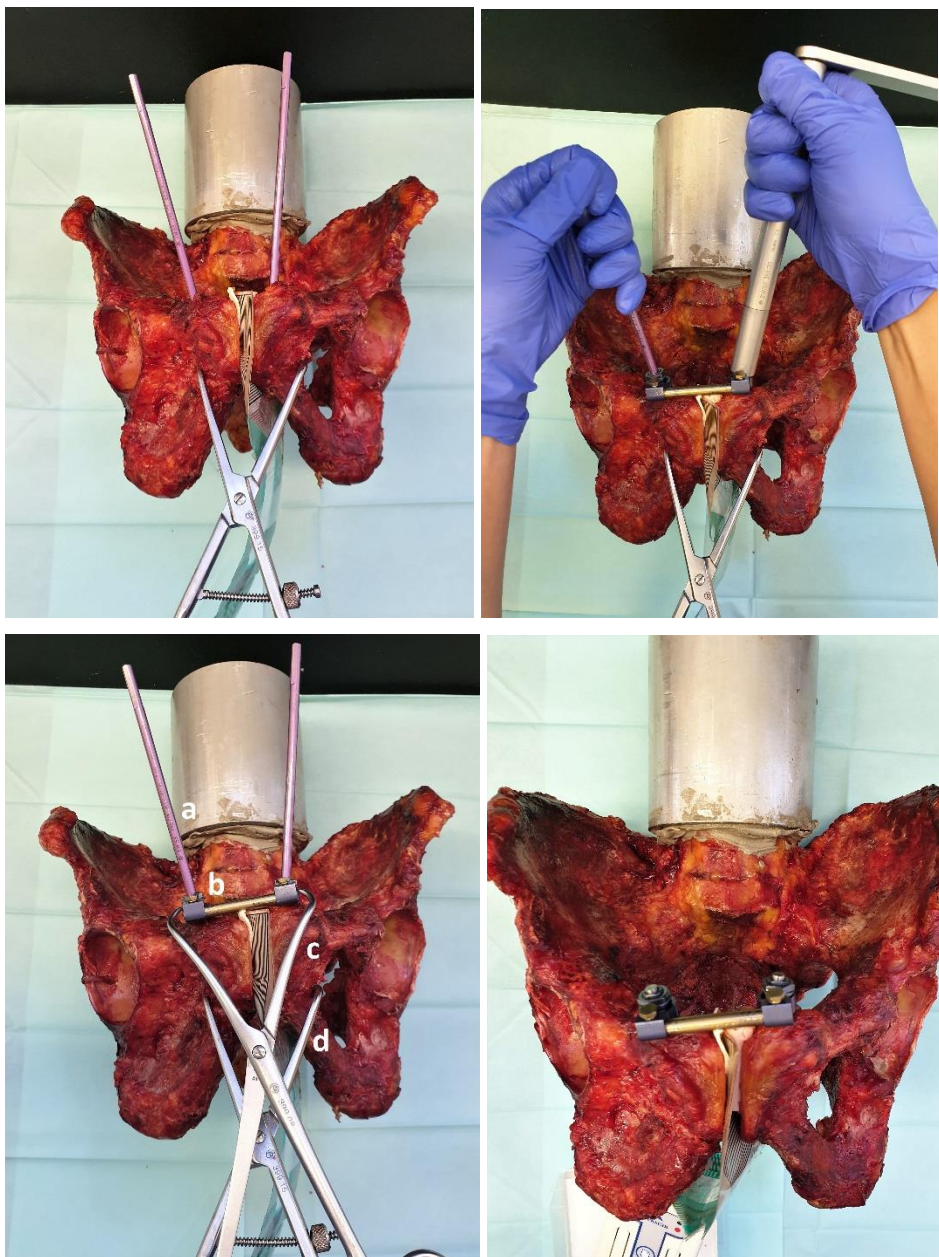


Abbildung 11: Schrittweise Anbringung des Fixateur interne an der Symphyse:
 Reposition mit der Repositionszange nach Einbringen der Schanz-Schrauben (oben links),
 Kompression über die Schanz-Schrauben und Festziehen der kranialen Frakturbacken
 (oben rechts), Kompression über die Querverbindung (unten links), befestigter Fixateur
 interne (unten rechts)

(a= Schanzsche Schraube, b= Frakturbacken mit Querverbindung, c= spitze
 Repositionszange, d= Repositionszange)

4.2.2. Versuchsablauf mit der Materialprüfmaschine

Für die Simulation einer Belastung des Beckens, wie sie beim lebenden Menschen durch den aufrechten Körperbau und durch jegliche Form der Bewegung gegeben ist wurden mit der Materialprüfmaschine zyklische Belastungen auf die Becken im Zweibeinstand ausgeübt. Dafür wurde mit der zugehörigen Software Wavematrix™ 2 (Instron, Canton, Massachusetts, USA) ein eigener Belastungsablauf programmiert, der ausgehend von einer Vorkraft von 50 N zunächst 5 Mal 100 N in einer Zeit von je 10 Sekunden angefahren ist und die Kraft jeweils 5 Sekunden gehalten hat. Dann folgte 5 Mal eine Belastung mit 200 N mit einer Anfahrzeit von je 20 Sekunden und einer Haltezeit von jeweils 5 Sekunden. Als nächstes kamen 10 Zyklen mit 400 N Belastung und dann 10 Zyklen mit 600 N Belastung, jeweils mit 20 Sekunden Anfahrzeit und 5 Sekunden Haltezeit (Abbildung 14). Zwischen jedem Kraftvorgang wurde wieder auf die Vorkraft von 50 N entlastet. Ein gesamter Prüfungsdurchlauf dauerte ca. 30 Minuten.

Die Kraftstufen wurden anhand der physiologisch auf das Becken wirkenden Kraft gewählt, sowie in Bezug auf vorherige biomechanische Studien am humanen Beckenring. Cano-Luis et al. führte Versuche mit einer maximalen Belastung der humanen Becken mit 300 N durch, bezogen auf das Körpergewicht einer 60kg schweren Person [9]. Moed et al. beschrieb als obere Belastungsgrenze der Versuche 440 N [50] und Ramezani et al. belastete die Becken in der Versuchsreihe mit 300 N von kranial und jeweils 100 N von kaudal über die Femora [66]. Eine Studie von Klima et al. beschreibt die Belastung der Becken mit maximal 500 N in der ersten Versuchsreihe.

Die Vorkraft von 50 N wurde zwischen allen Belastungsstufen angefahren, um das Becken stets in einer festen Position zu halten und eine Lockerung des Präparates in der Materialprüfmaschine zu verhindern.

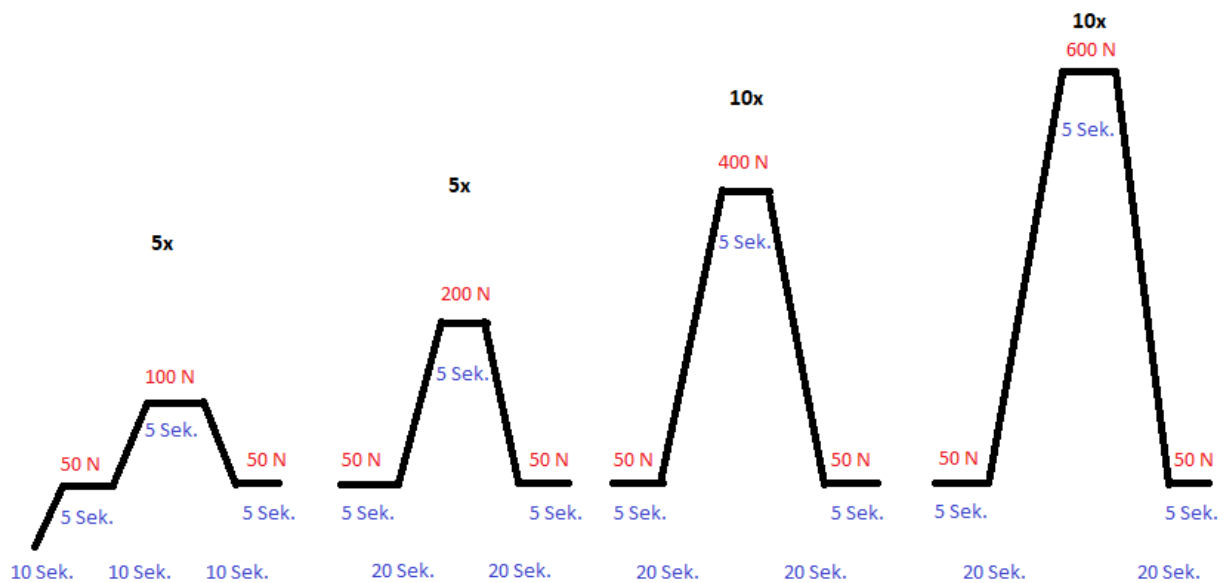


Abbildung 12: Belastungsablauf mit der Instron Materialprüfmaschine (schematisch dargestellt)

4.2.3. Datenerfassung mit dem Foliensensor-System

Wie bei 4.1.6. beschrieben überträgt die Evolution Handle die von den Sensoren ermittelten Informationen über Druck und Kontaktfläche an die Computer Software. Diese Rohdaten konnten mit Hilfe einer integrierten Zwei-Punkte-Kalibrierungsfunktion der Software in Newton berechnet werden. Für jede Sensorfolie wurde eine eigene Kalibrierung durchgeführt, bei der die gesamte Sensorfolie mit vordefinierten Kräften genau belastet wurde. So ließen sich die Kraft in Newton und die Belastungsfläche in Quadratmillimeter erfassen. Für die Kalibrierung wurden zwei Plexiglasscheiben mit einer ebenen Oberfläche verwendet, zwischen die die Sensor-Folie eingespannt wurde. Dann erfolgte mit der Materialprüfmaschine die Belastung in mehreren Zyklen und mit verschiedenen Belastungsstufen zwischen 50 N und 800 N, die über die Kalibrierungsfunktion der Software aufgenommen wurden. So wurde sichergestellt, dass alle später zu erfassenden Daten im Bereich der Kalibrierung liegen. Nach dem Laden der zugehörigen Kalibrierungsdatei für die jeweilige Folie, konnte die Datenerfassung eines Versuches beginnen. Mit der Tekscan-Sensorfolie, die bei den beschriebenen Versuchen im Bereich der Symphysiodese zwischen Symphyse und zylindrischem press-fit Knochenspan eingespannt wurde, wurden die auf die Symphyse wirkende Kompressionskraft in Newton sowie die Kontaktfläche in Millimeter erfasst. Die Daten wurden dabei in Echtzeit aufgenommen. Außerdem erfolgte die Ermittlung der Kontaktfläche und Kompressionskraft im

kranialen, zentralen und kaudalen Drittel der Symphyse. Zur Analyse wurden die Daten an vorher definierten Messzeitpunkten ermittelt:

1. Kontrollaufnahme bei einer Reposition mit 50 N
2. Aufnahme nach erfolgter Fixierung der Osteosynthese
3. Aufnahme zum Zeitpunkt der Belastung mit 100 N
4. Aufnahme zum Zeitpunkt der Belastung mit 200 N
5. Aufnahme zum Zeitpunkt der Belastung mit 400 N
6. Aufnahme zum Zeitpunkt der Belastung mit 600 N
7. Aufnahme zum Zeitpunkt der finalen Entlastung nach Abschluss des Versuchsablaufes mit der Materialprüfmaschine

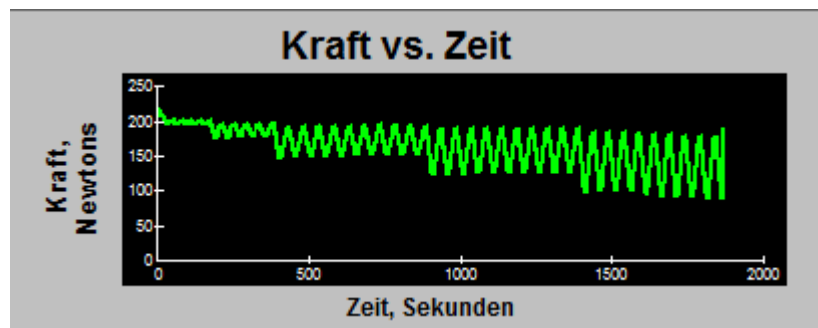


Abbildung 13: Versuchsablauf anhand der Kurve der Kompressionskraft in der Symphyse (aufgezeichnet mittels Tekscan I-Scan® System)

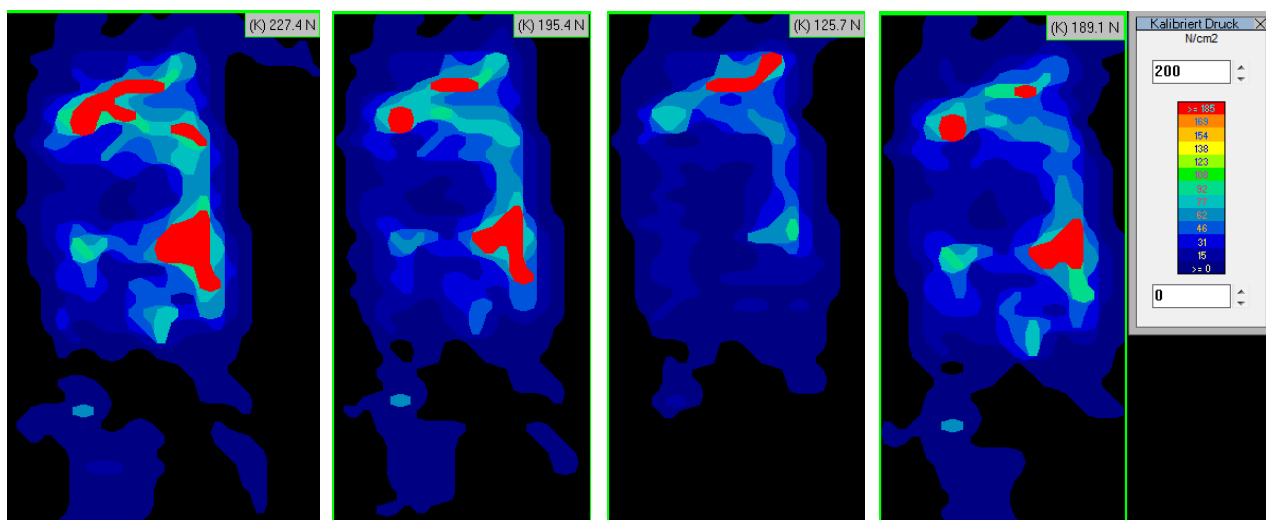


Abbildung 14: Beispiel für die Darstellung der Messung der Kompressionskraft und der Kontaktfläche im Bereich der Symphysiodese zu den Messzeitpunkten Osteosynthese, 100 N Belastung, 600 N Belastung und Finale Entlastung (von links nach rechts)

4.2.4. Datenerfassung mit dem Optitrack-System

Vor jeder neuen Verwendung des Optitrack-Systems musste eine Kalibrierung stattfinden. Dafür wurde mit dem Kalibrierungstool der Bereich des Raumes, in dem die Versuche stattfanden, mehrfach in allen Richtungen und Ebenen abgefahren und von der Software aufgezeichnet und vermessen. Danach zeichneten die Kameras die am Becken angebrachten Marker und ihre Bewegungen im Rahmen einer 3D-Analyse in Echtzeit auf. In der Software konnten dann verschiedene Marker ausgewählt werden um sich ihren Abstand sowie die Änderung des Abstandes im Laufe des Experimentes darstellen zu lassen. Da das Becken erst nach erfolgter Reposition und Osteosynthese mit den Markern versehen und in die Materialprüfmaschine eingespannt wurde, erfolgte hier die Datenermittlung zu den folgenden Zeitpunkten:

1. Belastung mit einer Vorkraft von 50 N
2. Belastung mit 100 N
3. Belastung mit 200 N
4. Belastung mit 400 N
5. Belastung mit 600 N

Zu diesen Zeitpunkten wurden die Abstände von jeweils zwei Markern an vordefinierten Befestigungsstellen im Bereich des ISG, im kranialen Symphysenbereich und im kaudalen Symphysenbereich erfasst und es wurden für die Messzeitpunkte 100 N bis 600 N Abstandsdifferenzen (Δ) bestimmt, die die Abstandsänderung im Vergleich zum Wert bei der Belastung mit 50 N Vorkraft darstellen.

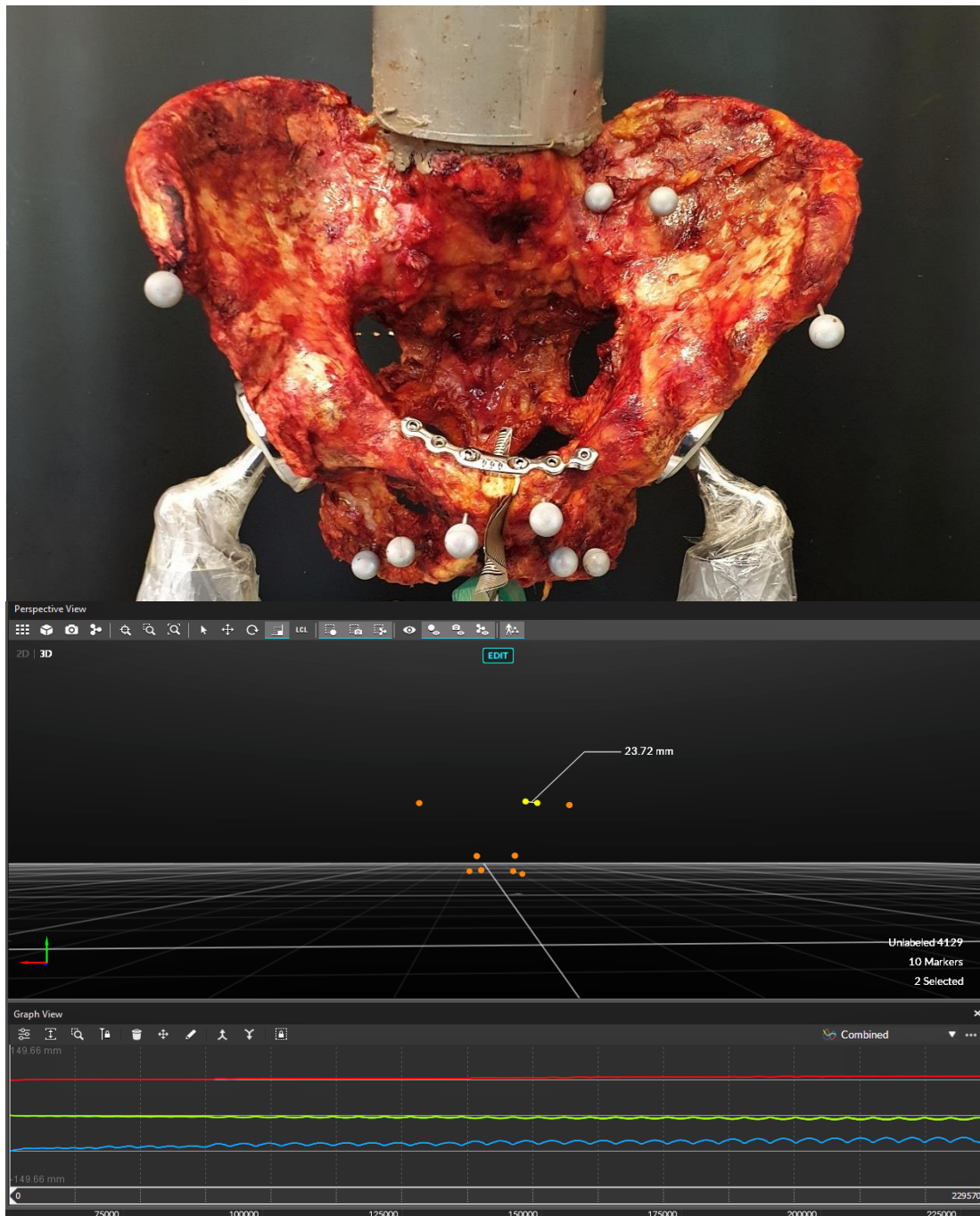


Abbildung 15: Darstellung des Beckens mit der Motive 2.0 Software von Optitrack anhand der am Becken angebrachten Marker

4.3. Datenverarbeitung und statistische Auswertung

Die statistische Auswertung und Analyse der erhobenen Daten erfolgte mit dem Statistikprogramm Sigmaplot® 13.0. Im Rahmen der deskriptiven Statistik wurden Mittelwerte und Standardfehler berechnet. Zum Vergleich zwischen der Fixateur-interne-Gruppe und der SLDCP-Gruppe für die verschiedenen Parameter wurde ein T-Test (zweiseitiger) verwendet, sowie in einzelnen Fällen der Mann-Whitney Rank Sum Test, wenn keine Normalverteilung

(Shapiro-Wilk Test) oder Varianzhomogenität (Brown-Forsythe Test) der Daten geben war. Zum Vergleich verschiedener Zeitpunkte innerhalb einer Gruppe wurde die One Way Repeated Measures ANOVA Analyse mit einem post hoc Test nach der Dunnett-Methode bei dem Vergleich der gesamten Werte zum Osteosynthesewert oder mit einem post hoc Test nach Student-Newman-Keuls bei dem Vergleich von zwei Messzeitpunkten innerhalb einer Gruppe durchgeführt. Signifikante Unterschiede sind grundsätzlich ab einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ oder geringer angegeben.

5. Ergebnisse

Für die biomechanische Analyse und Bewertung wurden die jeweiligen Parameter aus den beiden Versuchsgruppen mit Fixateur interne und SLDCP miteinander, sowie die Werte in den einzelnen Gruppen zu verschiedenen Messzeitpunkten untereinander verglichen. Dabei wurden aus jeder Gruppe 5 humane Becken in die Auswertung genommen. Für den Vergleich wurden dabei die Parameter der gemessenen Kompressionskraft in der Symphyse, der Kompressionskraftverteilung, der Kontaktfläche, der Kontaktflächenverteilung und der Abstandsänderung im Bereich des ISG und der Symphyse zu den verschiedenen Messzeitpunkten ermittelt, analysiert und verglichen. Außerdem soll im Rahmen der Auswertung auch die subjektive Handhabung als Beurteilungskriterium erwähnt werden. Für eine optimale Symphysiodese gilt es dabei eine möglichst hohe Kompressionskraft und eine möglichst große, beziehungsweise homogene Kontaktfläche in der Symphyse zu erzielen, um ein optimales Zusammenwachsen der Komponenten zu erhalten. Außerdem sollten im Rahmen einer guten Stabilität des Beckenringes sowohl im Bereich des ISG als auch im oberen und unteren Symphysenbereich nur möglichst geringe Bewegungen bei Belastung auftreten.

Da die Aufzeichnung mit dem 3D-Kamerasystem von Optitrack erst nach Einspannen des Beckens in der Materialprüfmaschine erfolgen konnte, beginnen die Messungen und Auswertungen für die Abstände im ISG und in der Symphyse mit dem Parameter der Belastung mit einer Vorkraft von 50 N.

Für die Parameter der Kompressionskraft und der Kontaktfläche erfolgten vor dem Einspannen der Becken in die Materialprüfmaschine noch die Messung nach erfolgter Osteosynthese und nach Durchlauf des gesamten Versuches die Messung bei finaler Entlastung. Für alle Messparameter wurden der Mittelwert und der Standardfehler berechnet und in Tabellen übersichtlich aufgeführt. Mittels den unter 4.3. genannten Analysemethoden wurden die verschiedenen Werte verglichen und die Signifikanzen wurden ebenfalls in Tabellen aufgeführt. Außerdem wurden Grafiken zum bildlichen Vergleich erstellt, in denen signifikante Unterschiede mit Symbolen gekennzeichnet sind.

5.1. Symphysenvermessung und Beurteilung der Knochendichte im CT

Die Ausmessung der Symphysenhöhe im sagittalen computertomographischen Schnittbild ergab einen Mittelwert von 4,7 cm, dabei lag das Maximum bei 5,9 cm und das Minimum bei 3,2 cm. Der Span mit der Höhe von 3 cm überschreitet also bei keinem der Becken den unteren Pol. Für die Breite der Symphyse im sagittalen Querschnitt ergab sich ein Mittelwert von 1,9

cm mit einem Maximum von 2,8 cm und einem Minimum von 1,0 cm. Für die Spansimulation im axialen Schnittbild ergaben sich für die Fläche im oberen Pol ein Mittelwert von 1,64 cm² mit einem Maximum von 3,23 cm² und einem Minimum von 0,89 cm² und für die Fläche im unteren Pol ein Mittelwert von 2,68 cm² mit einem Maximum von 4,26 cm² und einem Minimum von 2,01 cm². Bei einem Span mit einem Durchmesser von 1 cm beträgt die kreisförmige Fläche im Querschnitt 0,785 cm². Diese passt in alle gemessenen simulierten Spanflächen. Die Ausmessungen der CT-Bilder ergaben somit für den Symphysenspan Maße von 3 cm Länge und 1 cm Durchmesser. Mit diesen Maßen war gewährleistet, dass bei keinem Becken der untere Symphysenpol durchbrochen werden musste und dass der Span sowohl ventral als auch dorsal von Knochen umgeben ist.

Die Bewertung der Knochenqualität anhand von Hounsfield Einheiten zeigte bei den meisten Becken eine osteoporotische oder zumindest osteopore Knochenstruktur mit Werten unterhalb der Schwelle von 202 HE (Hounsfield Einheiten) axial und 185 HE sagittal. In die Fixateur interne Gruppe wurden 3 Becken mit osteoporotischem Knochen und 2 Becken mit besseren Werten eingeteilt. In die SLDCP Gruppe wurden 2 Becken mit osteoporotischem Knochen, ein Becken mit besseren Werten und 2 Becken mit jeweils einem osteoporotischen Wert axial oder sagittal eingeteilt. Daraus ergaben sich in der Fixateur interne Gruppe Mittelwerte von 156,6 HE sagittal (SEM: 35,8) und 190,7 HE axial (SEM: 64,6). Für die SLDCP Gruppe ergaben sich Mittelwerte von 181,8 HE sagittal (SEM: 18,9) und 201,8 HE axial (SEM: 19,2). Sowohl für die axialen als auch für die sagittalen Werte konnte mittels Shapiro-Wilk-Test eine Normalverteilung nachgewiesen werden ($P(\text{sagittal}) = 0,462$, $P(\text{axial}) = 0,266$). Mittels zweiseitigem T-Test konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Werten der Fixateur interne Gruppe und der SLDCP Gruppe nachgewiesen werden ($P(\text{sagittal}) = 0,551$, $P(\text{axial}) = 0,873$).

5.2. Kompressionskraft

Der Parameter „Kompressionskraft“ beschreibt die mittels Tekscan-Sensorfolie gemessene Kraft in Newton zwischen Symphyse und Symphysenspan. Als erster Messzeitpunkt galt für beide Gruppen eine Kontrollmessung bei einer Reposition der Symphyse mittels Repositionszange mit einer Kompressionskraft von etwa 50 N, um einen einheitlichen Ausgangspunkt für die anschließende Reposition darzustellen. In der Fixateur-interne-Gruppe ergab sich hier ein Mittelwert von 50,7 N mit einem Standardfehler von 0,30. In der SLDCP-Gruppe betrug der Mittelwert 50,4 N, der Standardfehler 0,17. In beiden Gruppen zeigte sich ein deutlicher Anstieg der Kompressionskraft im Symphysenspalt zwischen Symphyse und Span nach vollständigem Anziehen der Repositionszange und erfolgter Osteosynthese. Es

konnten hier höhere Werte mit dem Fixateur interne erzielt werden. Im Vergleich zur SLDCP-Gruppe mit einem Mittelwert von 128,0 N (SEM: 23,40) beträgt der Mittelwert der Fixateur-interne-Gruppe nach der Osteosynthese 169,3 N (SEM: 22,16). Mit zunehmender Belastung des Beckens durch die Materialprüfmaschine kommt es zu einem Abfall der Kompressionskraft in der Symphyse. Bei einer maximalen Belastung von 600 N zeigt sich hier in der Fixateur-interne-Gruppe ein Mittelwert von 113,0 N (SEM: 17,30) und in der SLDCP-Gruppe von 85,0 N (SEM: 19,70). Dabei handelt es sich in der Fixateur-interne-Gruppe um einen maximalen Abfall auf 66,76 % und in der SLDCP-Gruppe um einen maximalen Abfall auf 66,42 % der Kompressionskraft durch die Osteosynthese. Bei finaler Entlastung stieg die gemessene Kompressionskraft in der Symphyse dann bei der Fixateur-interne-Gruppe auf einen Mittelwert von 151,3 N (SEM: 17,04) und bei der SLDCP-Gruppe auf einen Mittelwert von 115,7 N (SEM: 22,58) an. Damit sind nach Ablauf des Belastungszyklus mit der Materialprüfmaschine in der Fixateur-interne-Gruppe noch 89,35 % und in der SLDCP-Gruppe noch 90,29 % der ursprünglichen Kompressionskraft, die durch die Osteosynthese erreicht wurde, vorhanden.

Obwohl sich, wie anhand der folgenden Grafik sichtbar, ein Unterschied zwischen der erreichten Kompressionskraft in der Symphyse in den zwei Gruppen zeigte, ist dieser prozentual und statistisch gesehen nicht signifikant. Wie Tabelle 7 im Anhang zeigt, wurde im Vergleich der beiden Gruppen miteinander mittels T-Test zu keinem Messzeitpunkt ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ erreicht. Vergleicht man jedoch die Werte innerhalb einer Gruppe miteinander, zeigen sich einige statistisch signifikante Unterschiede im Zeitverlauf. Verwendet wurde hierfür die One Way Repeated Measures ANOVA Analyse mit einem post hoc Test nach der Dunnett-Methode. In der Fixateur-interne-Gruppe zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen den Werten der Kompressionskraft bei 200 N, 400 N und 600 N im Vergleich zum Wert nach der Osteosynthese. Dabei werden p-Werte von $< 0,001$ beim Vergleich der Werte bei 400 N und 600 N Belastung im Vergleich zum Osteosynthesewert erreicht. Der Vergleich des Wertes bei 200 N Belastung und dem Osteosynthesewert erbrachte einen p-Wert von 0,004. Zwischen den Werten bei 100 N Belastung und bei finaler Entlastung liegt im Vergleich zum Wert nach Osteosynthese kein signifikanter Unterschied vor, da diese sich im Dunnett-Test nicht weit genug voneinander unterscheiden. Der p-Wert ist hier $> 0,05$. In der SLDCP-Gruppe treten mehr signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Messzeitpunkten im Vergleich zum Osteosynthesezeitpunkt auf. So zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen der Kompressionskraft durch die Osteosynthese und allen anderen Messzeitpunkten. Dabei werden p-Werte von $< 0,001$ im Vergleich des Osteosynthesewertes mit den Werten bei 200 N, 400 N und 600 N erreicht. Der p-Wert des Vergleiches der Werte von 100 N und dem Osteosynthesezeitpunkt liegt bei genau 0,001 und der p-Wert des Vergleiches vom Osteosynthesewert und dem bei finaler Entlastung liegt bei 0,002.

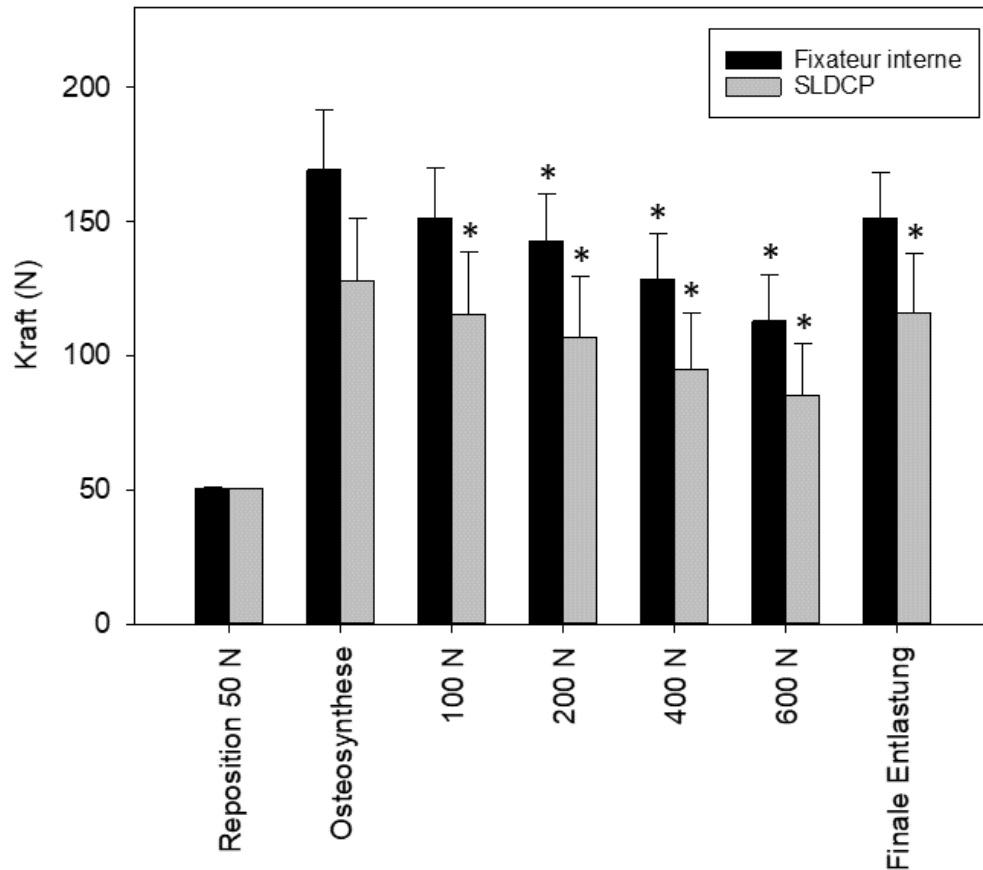


Diagramm 1: Kompressionskraft (N) in der Symphyse zu den verschiedenen Zeitpunkten des Experimentes (Mittelwerte mit Standardfehler)

* = signifikanter Unterschied im Vergleich zum Osteosynthesezeitpunkt mit $p < 0,05$ in der One Way Repeated Measures ANOVA Analyse mit post hoc Test nach der Dunnett-Methode

NB: zwischen den Untersuchungsgruppen selbst keine signifikanten Unterschiede

5.3. Kompressionskraftverteilung am Span

Die Analyse der Kompressionskraftverteilung erfolgte anhand der mit der I-Scan® Computer Software des Tekscan-Systems aufgezeichneten Messungen der Kompressionskraft. Mit Hilfe der Software konnte der aufgezeichnete Bereich in drei gleich große Abschnitte (kranial, zentral und kaudal) unterteilt werden und so die Kompressionskraft in den einzelnen Bereichen erfasst werden. Da die Messzeitpunkte der Osteosynthese und der finalen Entlastung vor und nach dem Einspannen des Beckens in die Materialprüfmaschine aufgezeichnet wurden und somit als einzelne Dateien vorhanden sind, erfolgte hier, um eine einheitliche Datenerfassung zu gewährleisten, nur die Erfassung der Daten, die während des Versuchsablaufes mit der Materialprüfmaschine aufgenommen wurden. Dabei soll die Veränderung der

Kompressionskraftverteilung in der Symphyse zwischen Span und Symphyse von einer Belastung mit einer Vorkraft von 50 N zur maximalen Belastung mit 600 N beurteilt werden. Bei der Belastung des Beckens mit einer Vorkraft von 50 N zeigte sich in beiden Versuchsgruppen der größte Anteil der Kompressionskraft im zentralen Segment. In der Fixateur-interne-Gruppe entsprachen dies 46,31% der gesamten Kompressionskraft mit einem Mittelwert von 79,8 N (SEM: 10,17). Im kranialen Segment fanden sich hier 40,18% der gesamten Kompressionskraft mit einem Mittelwert von 69,3 N (SEM: 13,42) und im kaudalen Segment 13,51% der gesamten Kompressionskraft mit einem Mittelwert von 23,3 N (SEM: 8,73). In der SLDCP-Gruppe befanden sich 43,87% der Kompressionskraft im zentralen Segment mit einem Mittelwert von 52,8 N (SEM: 11,29). Im kranialen Segment fanden sich 40,05% der Kompressionskraft mit einem Mittelwert von 48,2 N (SEM: 13,51) und im kaudalen Segment 16,07% der gesamten Kompressionskraft mit einem Mittelwert von 19,4 N (SEM: 2,16).

Es zeigte sich also der niedrigste Anteil der Kompressionskraft bei beiden Gruppen im kaudalen Segment bei einer generell sehr ähnlichen Verteilung der Kompressionskraft in der Symphyse zwischen Span und Knochen.

In der statistischen Analyse konnte mittels zweiseitigem T-Test oder Mann-Whitney Rank Sum Test, wenn keine Normalverteilung gegeben war, in keinem Segment ein signifikanter Unterschied zwischen der Fixateur-interne-Gruppe und der SLDCP-Gruppe zum Zeitpunkt der Belastung mit 50 N gefunden werden.

Bei einer Belastung des Beckens mit 600 N zeigte sich bei allen Versuchen ein allgemeiner Abfall der Kompressionskraft im Vergleich zur Belastung mit der Vorkraft von 50 N. Dabei nahm in beiden Versuchsgruppen der Anteil der Kompressionskraft im kranialen Segment zu, während er im zentralen und kaudalen Segment kleiner wurde. So zeigte sich der größte Anteil der Kompressionskraft in der Fixateur-interne-Gruppe nun mit 45,12% im kranialen Segment mit einem Mittelwert von 57,4 N (SEM: 11,26). Im zentralen Segment fanden sich 42,76% der Kompressionskraft mit einem Mittelwert von 54,3 N (SEM: 8,41) und im kaudalen Segment 12,03% mit einem Mittelwert von 15,3 N (SEM: 7,21). In der SLDCP-Gruppe zeigte sich der größte Anteil der Kompressionskraft bei einer Belastung mit 600 N mit 47,50% nun ebenfalls im kranialen Segment, bei einem Mittelwert von 40,0 N (SEM: 12,24). Im zentralen Segment fanden sich hier 41,26% der gesamten Kompressionskraft mit einem Mittelwert von 34,8 N (SEM: 8,38) und im kaudalen Segment 11,25% mit einem Mittelwert von 9,5 N (SEM: 1,81). Auch zu diesem Messzeitpunkt ist die Verteilung der Kompressionskraft in der Symphyse zwischen Span und Knochen im Vergleich der beiden Gruppen sehr ähnlich und es zeigt sich in der statistischen Analyse kein signifikanter Unterschied. So konnte im Vergleich der einzelnen Segmente zwischen der Fixateur-interne-Gruppe und der SLDCP-Gruppe mittels

zweiseitigem T-Test oder Mann-Whitney Rank Sum Test, wenn keine Normalverteilung gegeben war, kein signifikanter Unterschied mit einem $p < 0,05$ gefunden werden.

Signifikante Unterschiede in der statistischen Analyse treten allerdings bei beiden Gruppen im Vergleich der Kompressionskraft bei der Belastung mit 50 N Vorkraft und der Belastung mit 600 N in den einzelnen Segmenten innerhalb einer Gruppe auf. Hier werden sowohl in der Fixateur-interne-Gruppe als auch in der SLDCP-Gruppe in der One Way Repeated Measures Analyse (ANOVA) mit dem Student-Newman-Keuls post hoc Test in allen drei Segmenten signifikante Unterschiede mit einem $p < 0,05$ erreicht.

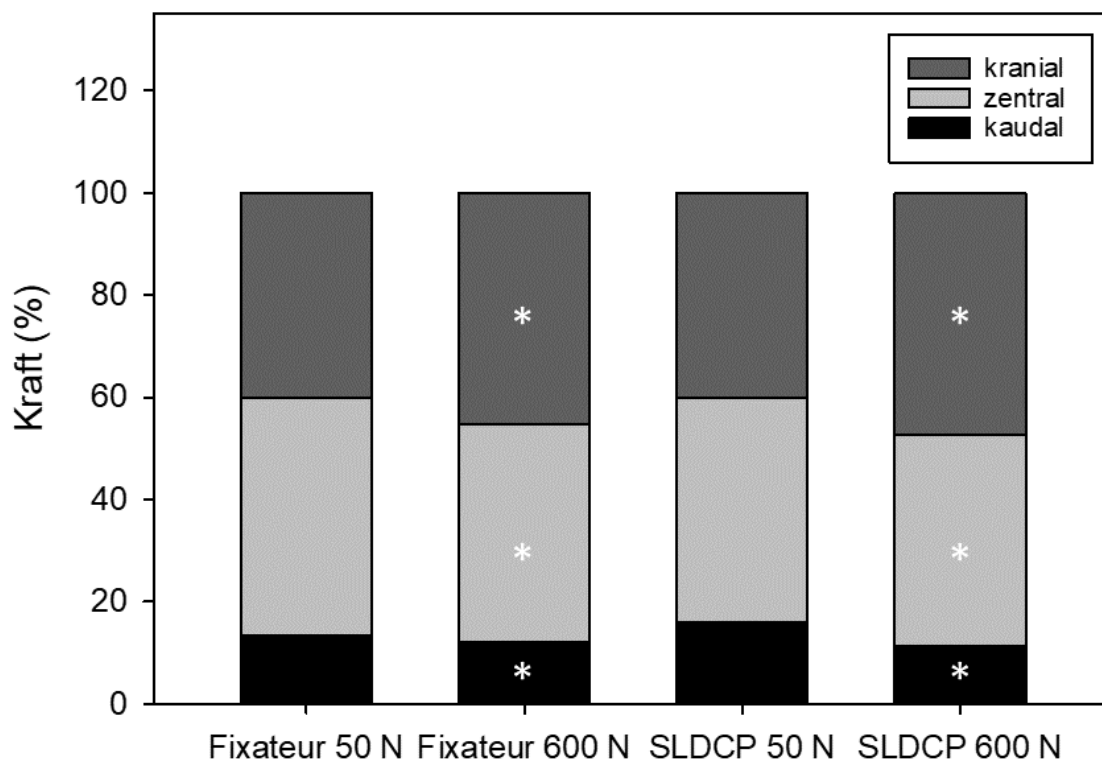


Diagramm 2: durchschnittliche Verteilung der Kompressionskraft auf die Segmente kranial, zentral und kaudal in den beiden Gruppen zu den Zeitpunkten der Belastung mit 50 N Vorkraft und 600 N Belastung

*= signifikanter Unterschied mit $p < 0,05$ im Vergleich zu dem jeweiligen Zeitpunkt bei der Belastung mit 50 N Vorkraft in der One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) mit Student-Newman-Keuls post hoc Test

5.4. Kontaktfläche

Die zu ermittelnde Kontaktfläche entspricht in der Theorie der Hälfte der Mantelfläche des zylindrischen Knochenspans. Diese lässt sich aus der Höhe des Spans von 3 cm und dem

Umfang des Kreises mit dem Durchmesser von 1 cm berechnen und beträgt im gesamten 9,43 cm², die mit der Tekscan- Sensorfolie aufzuzeichnende Hälfte beträgt also 4,72 cm². Allerdings wird zusätzlich zu dieser Fläche zwischen Span und Symphyse auch noch der Bereich der Symphyse unterhalb des Knochenspans aufgezeichnet, der je nach Größe des Beckens individuell verschieden ist. Außerdem kommt es auch im Bereich ventral und dorsal des Spanes zu einer zusätzlichen Kontaktfläche, abhängig von der Dicke der Symphyse. Demnach ergeben sich unterschiedliche Ausgangswerte und abweichende Werte als die berechneten 4,72 cm². Beurteilt werden soll daher die Veränderung der aufgezeichneten Kontaktfläche im Verlauf des Experimentes zu den verschiedenen Messzeitpunkten.

Als erster Messzeitpunkt galt für beide Gruppen eine Kontrollmessung bei einer Reposition der Symphyse mittels Repositionszange mit einer Kompressionskraft von etwa 50 N, um einen einheitlichen Ausgangspunkt für die anschließende Reposition darzustellen. In der Fixateur-interne-Gruppe ergab sich hier ein Mittelwert von 414,4 mm² mit einem Standardfehler von 53,57. In der SLDCP-Gruppe betrug der Mittelwert 531,4 mm², der Standardfehler 79,62.

In beiden Gruppen zeigte sich eine deutliche Vergrößerung der Kontaktfläche im Symphysenspalt zwischen Span und Symphyse nach vollständigem Anziehen der Repositionszange und erfolgter Osteosynthese. Etwas höhere Werte konnten hier mit der SLDC-Platte erzielt werden. Im Vergleich zur Fixateur-interne Gruppe mit einem Mittelwert von 697,6 mm² (SEM: 71,69) beträgt der Mittelwert der SLDCP-Gruppe nach der Osteosynthese 741,6 mm² (SEM: 143,28).

Mit zunehmender Belastung des Beckens durch die Materialprüfmaschine kommt es zu einer Abnahme der Kontaktfläche in der Symphyse. Bei einer maximalen Belastung von 600 N zeigt sich hier in der Fixateur-interne-Gruppe ein Mittelwert von 582,6 mm² (SEM: 72,34) und in der SLDCP-Gruppe von 641,2 mm² (SEM: 143,37). Dabei handelt es sich in der Fixateur-interne-Gruppe um einen maximalen Abfall auf 83,51 % und in der SLDCP-Gruppe um eine maximale Abnahme auf 86,46 % der Kontaktfläche durch die Osteosynthese. Bei finaler Entlastung stieg die gemessene Kontaktfläche in der Symphyse dann bei der Fixateur-interne-Gruppe auf einen Mittelwert von 706,2 mm² (SEM: 62,08) und bei der SLDCP-Gruppe auf einen Mittelwert von 722,2 mm² (SEM: 129,86) an. Damit sind nach Ablauf des Belastungszyklus mit der Materialprüfmaschine in der Fixateur-interne-Gruppe 101,23 % und in der SLDCP-Gruppe noch 97,38 % der ursprünglichen Kontaktfläche, die durch die Osteosynthese erreicht wurde, vorhanden.

Obwohl sich, wie anhand der Grafik sichtbar, ein Unterschied zwischen der erreichten Kontaktfläche in der Symphyse in den zwei Gruppen zeigte, ist dieser statistisch gesehen nicht signifikant. Wie Tabelle 16 im Anhang zeigt, wurde im Vergleich der beiden Gruppen

miteinander mittels T-Test zu keinem Messzeitpunkt ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ erreicht. Vergleicht man jedoch die Werte innerhalb einer Gruppe miteinander, zeigen sich einige statistisch signifikante Unterschiede. Verwendet wurde hierfür die One Way Repeated Measures ANOVA Analyse mit einem post hoc Test nach der Dunnett-Methode. In der Fixateur-interne-Gruppe zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen den Werten der Kontaktfläche bei 400 N und 600 N im Vergleich zum Wert nach der Osteosynthese. Dabei werden p-Werte von 0,021 bei 400 N und 0,001 bei 600 N beim Vergleich der Werte mit dem Osteosynthesewert erreicht. Zwischen den Werten bei 100 N Belastung, 200 N Belastung und bei finaler Entlastung liegt im Vergleich zum Wert nach Osteosynthese kein signifikanter Unterschied vor, da diese sich im Dunnett-Test nicht weit genug voneinander unterscheiden. Der p-Wert ist hier $> 0,05$. In der SLDCP-Gruppe treten ähnliche signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Messzeitpunkten im Vergleich zum Osteosynthesezeitpunkt auf. So zeigen sich auch hier signifikante Unterschiede zwischen der Kontaktfläche durch die Osteosynthese und den Werten der Kontaktfläche bei 400 N und 600 N Belastung. Dabei werden p-Werte von 0,002 bei 400 N Belastung und $< 0,001$ bei 600 N Belastung im Vergleich zum Osteosynthesewert erreicht. Die p-Werte der Vergleiche der Werte von 100 N, 200 N und finaler Entlastung mit dem Wert der Osteosynthese liegen alle über dem Signifikanzniveau von 0,05.

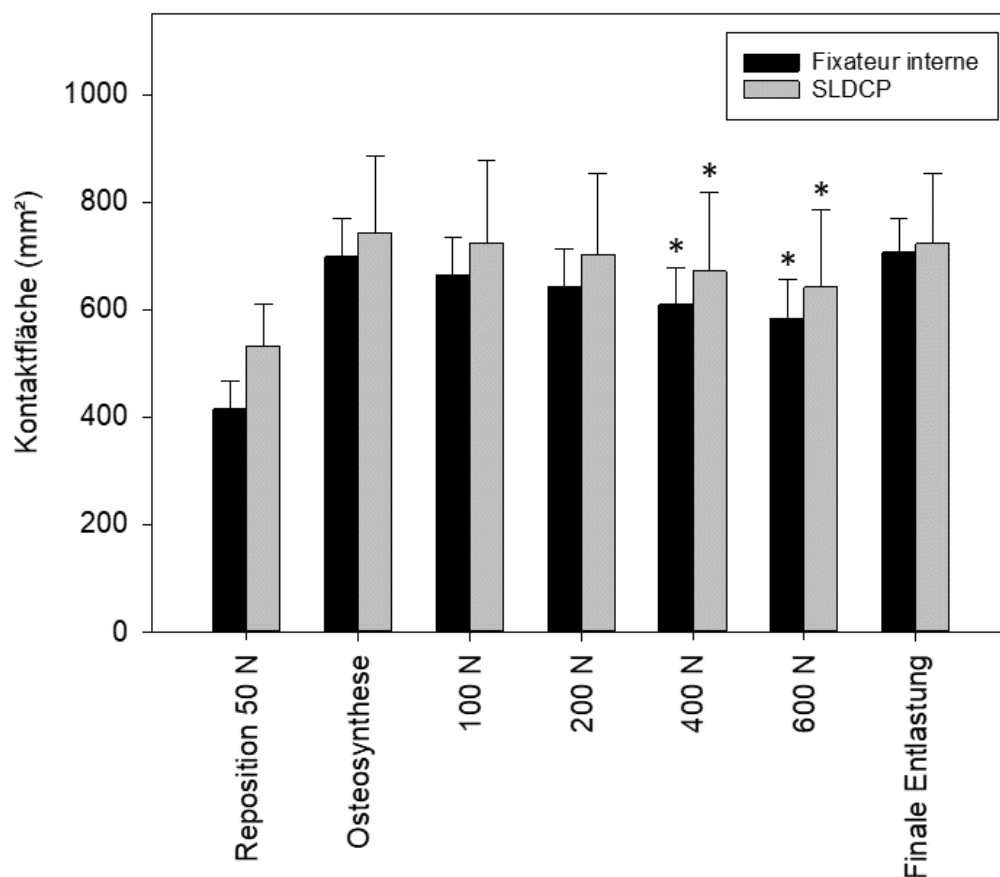


Diagramm 3: Kontaktfläche (mm²) im Bereich der Symphysiodese zwischen Span und Symphyse zu den verschiedenen Zeitpunkten des Experimentes (Mittelwerte mit Standardfehler)

* = signifikanter Unterschied im Vergleich zum Osteosynthesezeitpunkt mit $p < 0,05$ in der One Way Repeated Measures ANOVA Analyse mit post hoc Test nach der Dunnett-Methode

NB: zwischen den Untersuchungsgruppen selbst keine signifikanten Unterschiede

5.5. Kontaktflächenverteilung

Die Analyse der Kontaktflächenverteilung erfolgte anhand der mit der I-Scan® Computer Software des Tekscan-Systems aufgezeichneten Messungen der Kontaktfläche. Mit Hilfe der Software konnte der aufgezeichnete Bereich in drei gleich große Abschnitte (kranial, zentral und kaudal) unterteilt werden und so die Kontaktfläche in den einzelnen Bereichen erfasst werden. Da die Messzeitpunkte der Osteosynthese und der finalen Entlastung vor und nach dem Einspannen des Beckens in die Materialprüfmaschine aufgezeichnet wurden und somit als einzelne Dateien vorhanden sind, erfolgte hier, um eine einheitliche Datenerfassung zu gewährleisten, nur die Erfassung der Daten, die während des Versuchsablaufes mit der Materialprüfmaschine aufgenommen wurden. Dabei soll die Veränderung der Kontaktflächenverteilung in der Symphyse zwischen Span und Symphyse von einer Belastung mit einer Vorkraft von 50 N zur maximalen Belastung mit 600 N beurteilt werden.

Bei der Belastung des Beckens mit einer Vorkraft von 50 N zeigte sich analog zur Verteilung der Kompressionskraft in beiden Versuchsgruppen der größte Anteil der Kontaktfläche im zentralen Segment. In der Fixateur-interne-Gruppe entsprachen dies 41,22% der gesamten Kontaktfläche mit einem Mittelwert von 255,4 mm² (SEM: 32,11). Im kranialen Segment fanden sich hier 35,41% der gesamten Kontaktfläche mit einem Mittelwert von 219,4 mm² (SEM: 35,52) und im kaudalen Segment 23,37% der gesamten Kontaktfläche mit einem Mittelwert von 144,8 mm² (SEM: 10,35). In der SLDCP-Gruppe befanden sich 38,27% der Kontaktfläche im zentralen Segment mit einem Mittelwert von 267,6 mm² (SEM: 53,52). Im kranialen Segment fanden sich 38,07% der Kontaktfläche mit einem Mittelwert von 266,2 mm² (SEM: 56,32) und im kaudalen Segment 23,66% der gesamten Kontaktfläche mit einem Mittelwert von 165,4 mm² (SEM: 34,33).

Es zeigte sich also der kleinste Anteil der Kontaktfläche bei beiden Gruppen im kaudalen Segment bei einer ähnlichen Verteilung der Kontaktfläche in der Symphyse zwischen Span und Knochen. In der statistischen Analyse konnte, genauso wie bei der Kompressionskraftverteilung, mittels zweiseitigem T-Test oder Mann-Whitney Rank Sum Test, wenn keine Normalverteilung gegeben war, in keinem Segment ein signifikanter Unterschied

zwischen der Fixateur-interne-Gruppe und der SLDCP-Gruppe zum Zeitpunkt der Belastung mit 50 N gefunden werden. Bei einer Belastung des Beckens mit 600 N zeigte sich bei allen Versuchen ein allgemeiner Abfall der Kontaktflächengröße im Vergleich zur Belastung mit der Vorkraft von 50 N. Dabei nahm in beiden Versuchsgruppen der Anteil der Kontaktfläche im kranialen Segment zu. In der Fixateur-interne-Gruppe nahm auch der Anteil der Kontaktfläche im zentralen Segment zu und wurde nur im kaudalen Segment kleiner, während er in der SLDCP-Gruppe im zentralen und kaudalen Segment kleiner wurde. Der größte Anteil der Kontaktfläche in der Fixateur-interne-Gruppe bei einer Belastung des Beckens mit 600 N zeigte sich mit 44,26% im zentralen Segment mit einem Mittelwert von 239,6 mm² (SEM: 34,43). Im kranialen Segment fanden sich 39,01% der Kontaktfläche mit einem Mittelwert von 211,2 mm² (SEM: 33,52) und im kaudalen Segment 16,73% mit einem Mittelwert von 90,6 mm² (SEM: 20,15). In der SLDCP-Gruppe zeigte sich der größte Anteil der Kontaktfläche bei einer Belastung mit 600 N mit 42,22% nun im kranialen Segment, bei einem Mittelwert von 251,2 mm² (SEM: 55,91). Im zentralen Segment fanden sich hier 37,88% der gesamten Kontaktfläche mit einem Mittelwert von 225,4 mm² (SEM: 45,93) und im kaudalen Segment 19,90% mit einem Mittelwert von 118,4 mm² (SEM: 27,40). Auch zu diesem Messzeitpunkt ist die Verteilung der Kontaktfläche in der Symphyse zwischen Span und Knochen im Vergleich der beiden Gruppen, trotz der unterschiedlichen Verteilung im zentralen Segment ähnlich und es zeigt sich in der statistischen Analyse kein signifikanter Unterschied. So konnte im Vergleich der einzelnen Segmente zwischen der Fixateur-interne-Gruppe und der SLDCP-Gruppe mittels zweiseitigem T-Test oder Mann-Whitney Rank Sum Test, wenn keine Normalverteilung gegeben war, kein signifikanter Unterschied mit einem $p < 0,05$ gefunden werden. Signifikante Unterschiede in der statistischen Analyse treten allerdings bei beiden Gruppen im Vergleich der Kontaktfläche bei der Belastung mit 50 N Vorkraft und der Belastung mit 600 N in den einzelnen Segmenten innerhalb einer Gruppe auf. Hier werden in der SLDCP-Gruppe in der One Way Repeated Measures Analyse (ANOVA) mit dem Student-Newman-Keuls post hoc Test in allen drei Segmenten signifikante Unterschiede mit einem $p < 0,05$ erreicht. In der Fixateur-interne-Gruppe zeigen sich nur im zentralen und kaudalen Segment signifikante Unterschiede, während der p-Wert im kranialen Segment im Vergleich der Kontaktfläche bei 50 N Vorkraft und 600 N Belastung bei 0,124 und somit über dem Signifikanzniveau von 0,05 liegt.

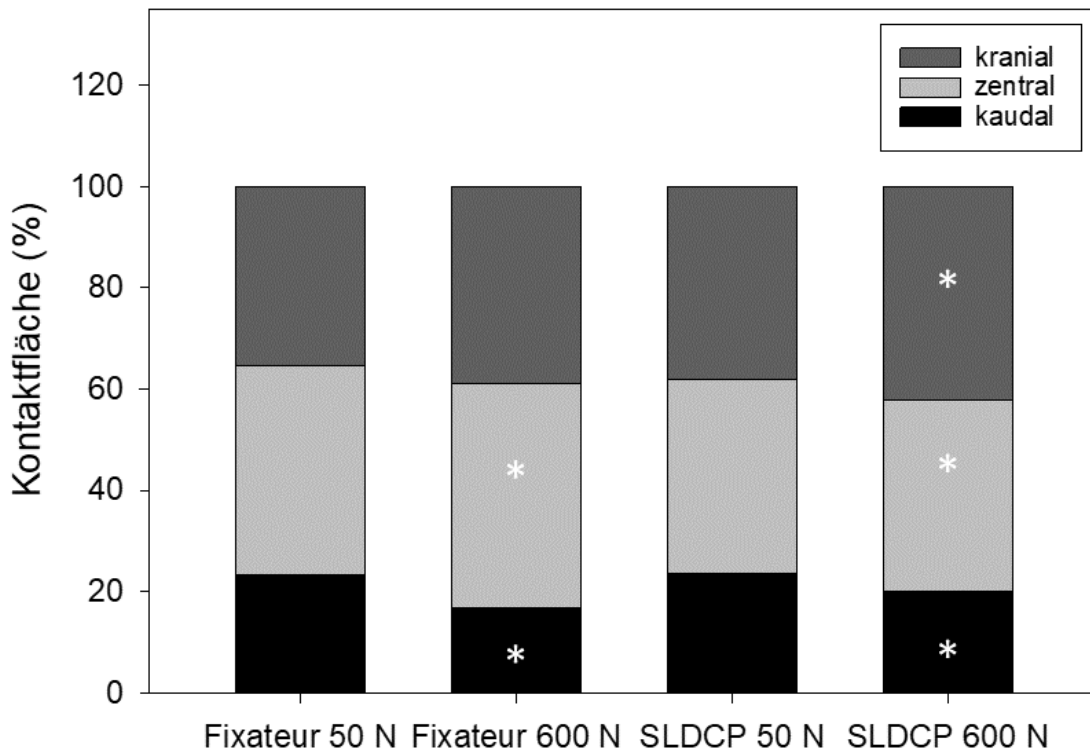


Diagramm 4: durchschnittliche Verteilung der Kontaktfläche auf die Segmente kranial, zentral und kaudal in den beiden Gruppen zu den Zeitpunkten der Belastung mit 50 N Vorkraft und 600 N Belastung *= signifikanter Unterschied mit $p < 0,05$ im Vergleich zu dem jeweiligen Zeitpunkt bei der Belastung mit 50 N Vorkraft in der One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) mit Studen-Newman-Keuls post hoc Test

5.6. Abstand im kranialen Symphysenbereich

Bei dem Parameter des Abstandes im kranialen Symphysenbereich handelt es sich um den Abstand zwischen den beiden Markern des Optitrack-Systems, die im oberen Bereich zu beiden Seiten der Symphyse angebracht wurden und von dem Kamerasystem aufgezeichnet wurden. Der Abstand wurde zu den Zeitpunkten der Belastung mit 50 N Vorkraft, 100 N, 200 N, 400 N und 600 N erfasst und es wurden für die Messzeitpunkte 100 N bis 600 N Abstandsdifferenzen (Δ -Werte) im Vergleich zum Wert bei der Belastung mit 50 N Vorkraft bestimmt. Da die Marker an jedem Becken mit geringfügig anderem Abstand angebracht wurden, lassen sich die Rohwerte nicht vergleichen. Positive Abstandsdifferenzen (Δ -Werte) stehen für eine Zunahme des Abstandes, negative Werte für eine Abnahme des Abstandes, also eine Kompression. Allgemein lässt sich sagen, dass die Abstandsänderungen im kranialen Symphysenbereich, sowie in den anderen beiden gemessenen Bereichen nur sehr klein sind und im Bereich von unter einem Millimeter liegen. Dennoch lassen sich hier kleine Unterschiede zwischen der Fixateur-interne- und der SLDCP-Gruppe darstellen. So beträgt

der Mittelwert von 50 N zu 100 N in der Fixateur-interne-Gruppe 0,04 mm (SEM: 0,02) und von 50 N zu 600 N -0,24 mm (SEM: 0,13). In der SLDCP-Gruppe liegt der Mittelwert von 50 N zu 100 N bei -0,09 mm (SEM: 0,06) und von 50 N zu 600 N bei -0,54 mm (SEM: 0,19). Vergleicht man die Abstandsdifferenzen (Δ) zwischen der Fixateur-interne-Gruppe und der SLDCP-Gruppe zeigt sich im T-Test nach der Mann Whitney Rank Sum Methode für die Abstandsdifferenz (Δ) bei 100 N ein signifikanter Unterschied mit einem $p=0,032$. Für die restlichen Abstandsdifferenzen (Δ) konnte keine Signifikanz im T-Test nachgewiesen werden und es zeigten sich für die Abstandsdifferenzen (Δ) von 200 N, 400 N und 600 N p-Werte über dem Signifikanzniveau von 0,05. Der Vergleich der verschiedenen Abstandsdifferenzen (Δ) innerhalb einer Gruppe bezogen auf den Wert der ersten Abstandsdifferenz (Δ) von 50 N zu 100 N mittels One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) mit einem post hoc Test nach der Dunnett-Methode zeigte bei beiden Gruppen signifikante Unterschiede. So findet sich in der Fixateur-interne-Gruppe ein p-Wert von 0,02 bei dem Vergleich der Abstandsdifferenz (Δ) von 600 N zu der von 100 N. In der SLDCP-Gruppe sind sowohl bei der Abstandsdifferenz (Δ) von 400 N, als auch bei der von 600 N signifikante Unterschiede im Vergleich zu der Abstandsdifferenz (Δ) von 100 N mit p-Werten $<0,05$ nachweisbar.

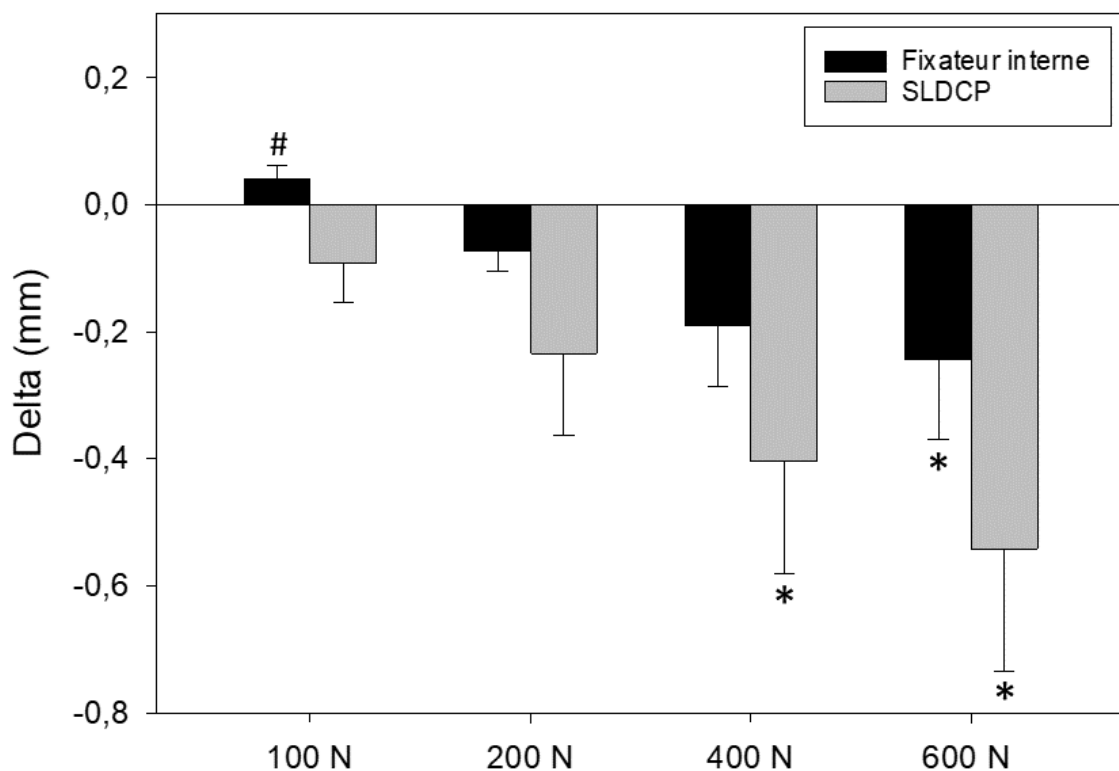


Diagramm 5: Darstellung der Abstandsdifferenzen (Δ) in mm im kranialen Teil der Symphyse in Bezug auf den ersten gemessenen Wert bei einer Vorkraft von 50 N (Mittelwerte mit Standardfehler)

*= signifikanter Unterschied mit $p < 0,05$ im Vergleich zur ersten Abstandsdifferenz (Δ) bei 100 N innerhalb der jeweiligen Gruppe in der One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) mit einem post hoc Test nach der Dunnett-Methode

#= signifikanter Unterschied mit $p < 0,05$ im Vergleich zur SLDCP-Gruppe zum selben Messzeitpunkt im T-Test mit Mann Whintey Rank Sum Methode

5.7. Abstand im kaudalen Symphysenbereich

Bei dem Parameter des Abstandes im kaudalen Symphysenbereich handelt es sich um den Abstand zwischen den beiden Markern des Optitrack-Systems, die im unteren Bereich zu beiden Seiten der Symphyse angebracht wurden und von dem Kamerasystem aufgezeichnet wurden. Der Abstand wurde zu den Zeitpunkten der Belastung mit 50 N Vorkraft, 100 N, 200 N, 400 N und 600 N erfasst und es wurden für die Messzeitpunkte 100 N bis 600 N Abstandsdifferenzen (Δ) im Vergleich zum Wert bei der Belastung mit 50 N Vorkraft bestimmt. Da die Marker an jedem Becken mit geringfügig anderem Abstand angebracht wurden, lassen sich die Rohwerte nicht direkt vergleichen. Positive Abstandsdifferenzen (Δ) stehen für eine Zunahme des Abstandes, negative Werte für eine Abnahme des Abstandes, also eine Kompression.

Allgemein lässt sich sagen, dass die Abstandsänderungen im kaudalen Symphysenbereich, sowie in den anderen beiden gemessenen Bereichen nur sehr klein sind und im Bereich von unter einem Millimeter liegen. Der Mittelwert der Abstandsdifferenzen (Δ) von 50 N zu 100 N beträgt in der Fixateur-interne-Gruppe -0,07 mm (SEM: 0,03) und von 50 N zu 600 N 0,06 mm (SEM: 0,20). In der SLDCP-Gruppe liegt der Mittelwert der Abstandsdifferenzen (Δ) von 50 N zu 100 N bei -0,08 mm (SEM: 0,09) und von 50 N zu 600 N bei 0,08 mm (SEM: 0,14). Vergleicht man die Abstandsdifferenzen (Δ) zwischen der Fixateur-interne-Gruppe und der SLDCP-Gruppe zeigt sich im zweiseitigen T-Test oder im T-Test mittels Mann-Whitney Rank Sum Test, wenn keine Normalverteilung im Shapiro-Will-Test gegeben war, kein signifikanter Unterschied. Es zeigten sich für den Vergleich aller Abstandsdifferenzen (Δ) p-Werte über dem Signifikanzniveau von 0,05. Auch der Vergleich der verschiedenen Abstandsdifferenzen (Δ) innerhalb einer Gruppe bezogen auf den ersten Wert von 50 N zu 100 N mittels One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) zeigte bei beiden Gruppen keine signifikanten Unterschiede.

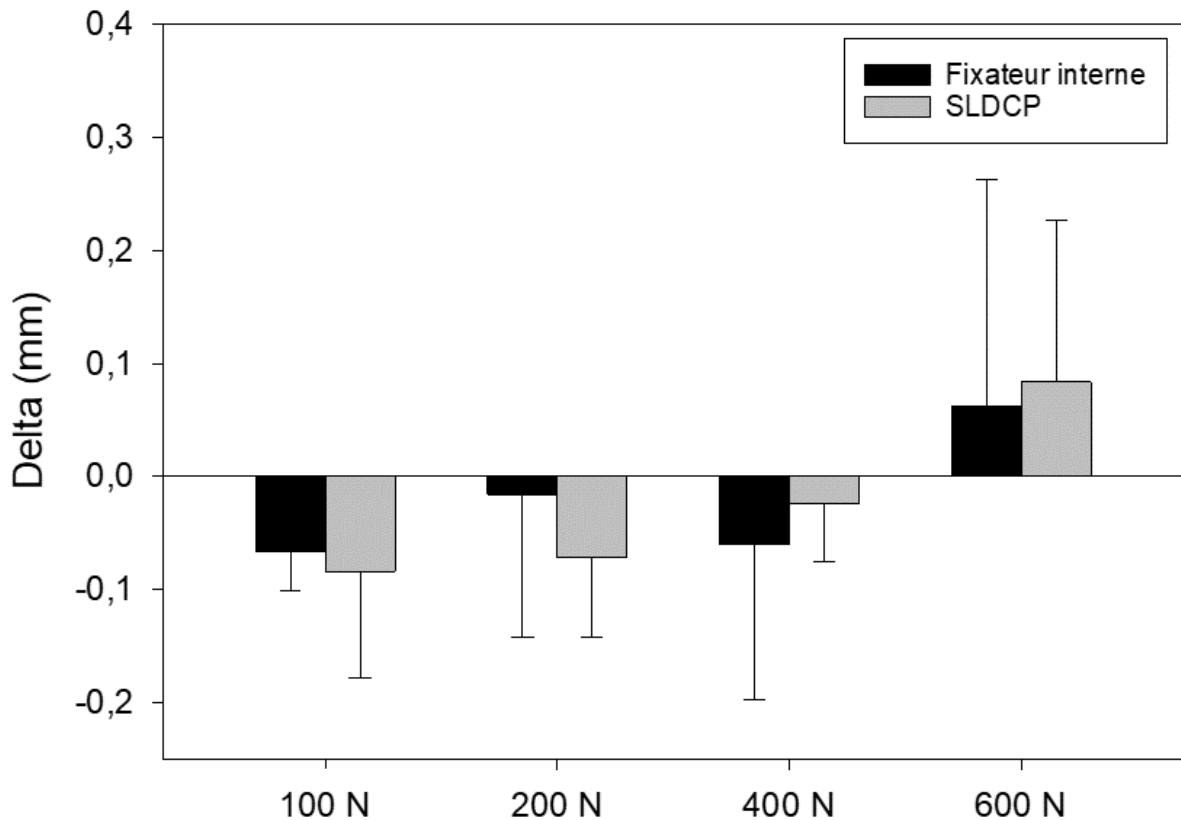


Diagramm 6: Darstellung der Abstandsdifferenzen (Δ) in mm im kaudalen Teil der Symphyse in Bezug auf den ersten gemessenen Wert bei einer Vorkraft von 50 N (Mittelwerte mit Standardfehler)

5.8. Abstand im ISG

Bei dem Parameter des Abstandes im Iliosakralgelenk handelt es sich um den Abstand zwischen den beiden Markern des Optitrack-Systems, die zu beiden Seiten des Iliosakralgelenkes, an dem der ventrale Teil des Bandapparates durchtrennt wurde, angebracht wurden und von dem Kamerasystem aufgezeichnet wurden. Der Abstand wurde zu den Zeitpunkten der Belastung mit 50 N Vorkraft, 100 N, 200 N, 400 N und 600 N erfasst und es wurden für die Messzeitpunkte 100 N bis 600 N Abstandsdifferenzen (Δ) im Vergleich zum Wert bei der Belastung mit 50 N Vorkraft bestimmt. Da die Marker an jedem Becken mit geringfügig anderem Abstand angebracht wurden, lassen sich die Rohwerte nicht vergleichen. Positive Abstandsdifferenzen (Δ) stehen für eine Zunahme des Abstandes, negative Werte für eine Abnahme des Abstandes, also eine Kompression. Allgemein lässt sich sagen, dass die Abstandsänderungen im ISG, sowie in den anderen beiden gemessenen Bereichen nur sehr klein sind und im Bereich von unter einem Millimeter liegen. Dennoch lassen sich hier Unterschiede zwischen der Fixateur-interne- und der SLDCP-Gruppe darstellen. So beträgt der Mittelwert der Abstandsdifferenzen (Δ) von 50 N zu 100 N in der Fixateur-interne-Gruppe

0,08 mm (SEM: 0,06) und von 50 N zu 600 N -0,24 mm (SEM: 0,21). In der SLDCP-Gruppe liegt der Mittelwert der Abstandsdifferenzen (Δ) von 50 N zu 100 N bei -0,05 mm (SEM: 0,02) und von 50 N zu 600 N bei -0,38 mm (SEM: 0,17). Vergleicht man die Abstandsdifferenzen (Δ) zwischen der Fixateur-interne-Gruppe und der SLDCP-Gruppe zeigt sich im zweiseitigen T-Test oder im Mann-Whitney Rank Sum Test, wenn keine Normalverteilung im Shapiro-Will Test vorlag, kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen. Es zeigten sich für alle Abstandsdifferenzen (Δ) p-Werte über dem Signifikanzniveau von 0,05. Der Vergleich der verschiedenen Abstandsdifferenzen (Δ) innerhalb einer Gruppe mittels One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) mit einem post hoc Test nach der Dunnett-Methode zeigte innerhalb der SLDCP-Gruppe einen signifikanten Unterschied. Hier zeigt sich ein p-Wert von 0,011 bei dem Vergleich der Abstandsdifferenz (Δ) von 600 N zu der von 100 N. Der Vergleich der Abstandsdifferenzen (Δ) von 400 N und 200 N zeigte im Vergleich zu der von 100 N keine signifikanten Unterschiede. In der Fixateur-interne-Gruppe ist keine Signifikanz im Vergleich der Abstandsdifferenzen (Δ) untereinander nachweisbar.

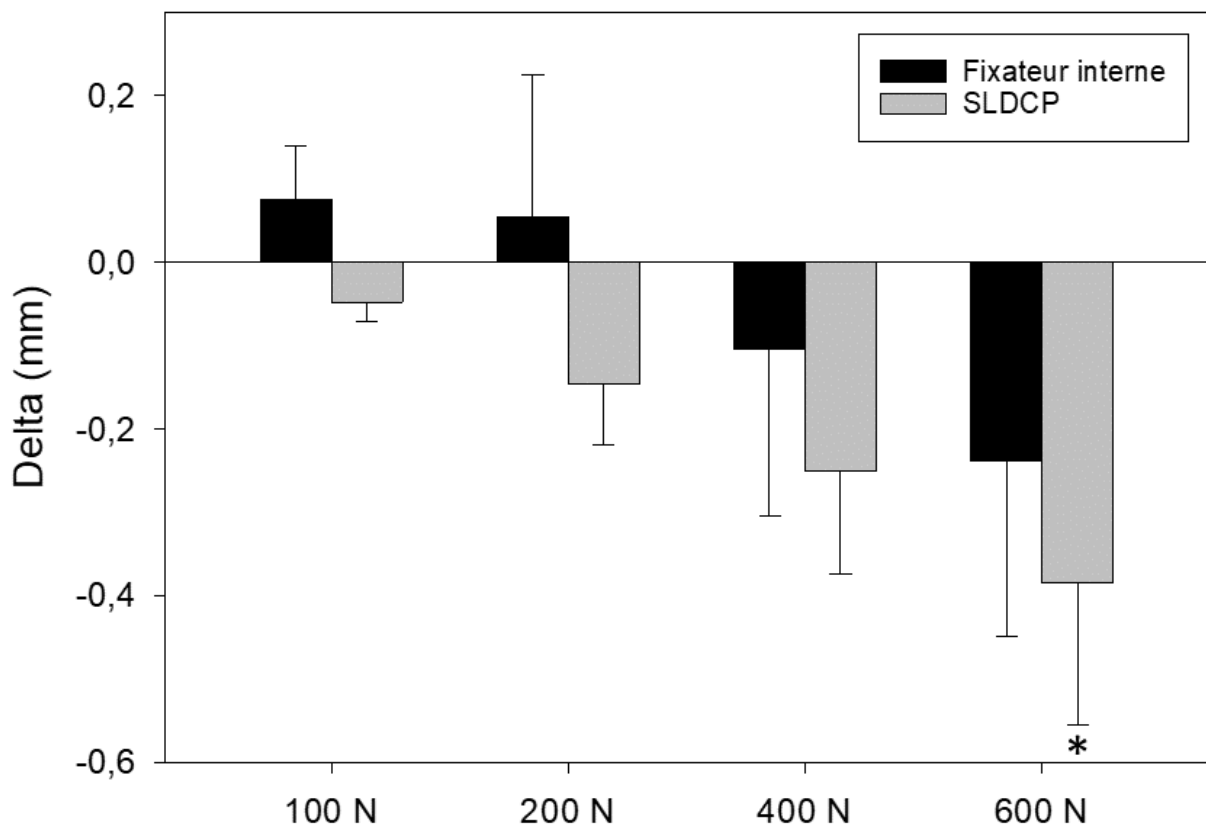


Diagramm 7: Darstellung der Abstandsdifferenzen (Δ) in mm im ISG in Bezug auf den ersten gemessenen Wert bei einer Vorkraft von 50 N (Mittelwerte mit Standardfehler)

*= signifikanter Unterschied mit $p < 0,05$ im Vergleich zur ersten Abstandsdifferenz (Δ) bei 100 N innerhalb der jeweiligen Gruppe in der One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) mit einem post hoc Test nach der Dunnett-Methode

5.9. subjektive Handhabung

Die subjektive Handhabung ist ein Beurteilungskriterium, das man nicht anhand von statistischen Analysen auswerten kann und stellt somit einen schwer objektivierbaren Parameter dar. Trotzdem ist es im Rahmen eines chirurgischen Vorgehens ein wichtiges Beurteilungskriterium und wird daher hier mit aufgeführt.

Zunächst muss erwähnt werden, dass die subjektive Handhabung natürlich maßgeblich von den Erfahrungen und dem Geschick des Durchführenden abhängt. Die optimale Platzierung der Schrauben (sowohl im Rahmen der Plattenosteosynthese als auch bei der Einbringung der Schanzschen Schrauben) im Knochen sowie die Anpassung der Platte an die Symphyse stellen hierbei eine hohe Anforderung an den Operateur und sind Voraussetzung für eine gelungene Versorgung. Im subjektiven Vergleich zeigt sich hier eine bessere Anpassungsmöglichkeit des Fixateur interne an die individuelle Form der Symphyse im Vergleich zur Plattenosteosynthese, bei der es oft zu einem Überstehen der Platte kam. Auch in Bezug auf die Stabilität hatte man subjektiv das Gefühl, mit dem Fixateur interne deutlich mehr Kompression auf die Symphyse bringen zu können, indem man mit der schrittweisen Anbringen sowohl im kaudalen Teil der Symphyse Kompression über die Schanzschen Schrauben als auch im kranialen Anteil über die Querstange Kompression erreichen kann. Das Verfahren der Symphysiodese mittels zylindrischem press-fit Knochenspan zeigte sich in der subjektiven Handhabung äußerst positiv, da so bereits ohne erfolgte osteosynthetische Versorgung eine deutliche Stabilisierung des Beckenringes erfolgen konnte.

6. Diskussion

Im Rahmen dieser Studie wurde eine minimalinvasive Arthrodesemethode der Symphyse mittels Fixateur interne und zylindrischem Knochenspan entwickelt und erstmalig am Humanbecken im Rahmen einer biomechanischen Versuchsreihe getestet. Als Vergleichsgruppe diente die Versorgung mittels Plattenosteosynthese und zylindrischem Knochenspan.

Zur aktuellen Standardversorgung von Symphysenrupturen zählt die Versorgung mittels Plattenosteosynthese [19,62]. Diese kann jedoch häufig zur Ausbildung von chronischen Schmerzen und Instabilität durch eine fehlende oder mangelhafte Ausheilung der Verletzung führen, sodass mehr als die Hälfte aller Patienten 2 Jahre nach einer Beckenverletzung vom Typ C immer noch schmerzgeplagt sind [13]. Aber nicht nur nach traumatischen Verletzungen der Symphyse, auch im Rahmen einer postpartalen Symphysendehiszenz oder durch eine Osteitis pubis können sich chronische Schmerzen und Instabilität in Bereich der Symphyse einstellen [62,76].

Wenn konservative Maßnahmen ausgereizt sind, gibt es hier die Möglichkeit einer operativen Symphysiodese mittels autologem Knochenmaterial und interner Fixation. Dieses Verfahren wird auch im Rahmen anderer Verletzungen mit mangelhafter Frakturausheilung am Becken verwendet [40]. Herath et al. konnten dabei einen Vorteil für die Verwendung von pressangepassten Knochenspänen, die mittels „Surgical Diamond Instruments“ entnommen werden, im Vergleich zur Verwendung von zerkleinertem autologen Knochenmaterial (sogenannte Spongiosaplastik) bei Stabilisierungsversuchen nach Pseudarthrosen oder im Rahmen von Revisionen im Bereich des hinteren Beckenringes zeigen. Durch dieses Verfahren können Dislokationen vermieden und somit mehr Stabilität und eine bessere Ausheilung erzielt werden [35]. Eine Symphysiodese hat sich als Behandlungsmöglichkeit bei chronischer Instabilität, Degeneration und Entzündungen im Bereich der Symphyse gegenüber einer alleinigen Keilresektion mit Verplattung durchgesetzt [52,53,59]. Es zeigte sich außerdem, dass die Ergebnisse einer reinen Symphysenverplattung bezüglich Stabilität und Materialhaltbarkeit schlechter waren, als bei einer Arthrodesemethode der Symphyse mittels zusätzlichem autologen Knochenmaterial [34,51,54,59]. Im Bereich der Symphyse wurden zur Arthrodesemethode bereits trikortikale autologe rechteckige Knochenspäne, sowie T-förmige Knochenspäne eingesetzt. Zur Fixierung wurde eine Plattenosteosynthese verwendet [29]. Der operative Zugangsweg ist hierbei typischerweise der modifizierte Pfannenstiel-Schnitt, welcher als Komplikation zu einem lokalen Schmerzsyndrom (Pfannenstiel-Syndrom) führen kann [16,76].

Basierend auf den Ergebnissen für die Verwendung von pressangepassten zylindrischen Knochenspänen am hinteren Beckenring wurde diese Methode auch für die Arthrodesen der Symphyse modifiziert. In Vorversuchen zeigte sich bereits, dass ein Eingriff so unter Schonung des Bandapparates machbar ist [38].

Mit dieser Studie wurden erstmals Daten zur biomechanischen Stabilität des Verfahrens erhoben. Im Rahmen dieser neuen Symphysiodesemethode wurde neben dem zylindrischen pressfit Knochenspan außerdem die Verwendung eines Fixateurs interne getestet, welcher eine vollständig minimalinvasive Operationstechnik ermöglicht. Dadurch sollte eine bessere Stabilität im Becken ermöglicht werden und durch die minimalinvasive Operationstechnik sollen Komplikationen wie Wundheilungsstörungen und Weichteilschäden reduziert werden. Hierzu sind in der Literatur verschiedene Operationstechniken im Bereich der Symphyse und des vorderen Beckenringes beschrieben. Es kommen kanülierte Schrauben, INFIX oder pelvic bridge oder der Fixateur interne zum Einsatz [22,32,49,62,79]. Jedoch konnte bisher keines dieser Verfahren die Plattenosteosynthese als Standardverfahren ablösen, da es sich bei der Verwendung von „INFIX“ oder „pelvic bridge“ um globale und unhandliche Verfahren mit der Gefahr von Nervenverletzungen handelt und die Verwendung von kanülierten Schrauben die Problematik einer erschwerten geschlossenen Reposition mit sich zieht [10,23,31,32,62,79]. Im Rahmen anderer biomechanischer Studien konnte bereits ein Vorteil bei der Verwendung von kleineren operativen Zugangswegen gezeigt werden. So zeigte sich in einer Studie von Kitridis et al. bei dem klinischen Vergleich der Anwendung von Plattenosteosynthese versus kanülierten Schrauben im Bereich der Symphyse durch die Verwendung eines kleineren operativen Zuganges ein signifikant geringerer Blutverlust und eine signifikant niedrigere Anzahl an postoperativen Wundinfekten in der Gruppe der mit kanülierten Schrauben versorgten Patienten [42]. Der in dieser Studie verwendete Fixateur interne wird standardmäßig zur Versorgung von Wirbelsäulenfrakturen verwendet und konnte im Rahmen dieser Verwendung bereits viele Vorteile zeigen [46], des Weiteren sind diese in der Wirbelsäulenchirurgie häufig verwendeten Implantate speziell für eine minimal-invasive OP-Technik konzipiert. Erste Studien konnten für die Verwendung des Fixateur interne an der Symphyse bereits zeigen, dass dieser biomechanisch einer Plattenosteosynthese überlegen ist. So zeigte sich am synthetischen Beckenmodell eine deutlich bessere Verteilung der Kontaktfläche und der Kompressionskraft auf die gesamte Symphyse und eine insgesamt deutlich höhere erzielte Kompressionskraft in der Symphyse durch den Fixateur interne [26]. Eine klinische Fallbeobachtung am Patienten konnte außerdem zeigen, dass auch bei stark übergewichtigen Patienten nur ein kleiner Hautschnitt notwendig ist, um den Fixateur interne einzubringen und somit gewebeschonend gearbeitet werden kann [25].

Nachdem bereits Versuche am synthetischen Beckenmodell einen Vorteil des zylindrischen Knochenspans in Kombination mit dem Fixateur interne zeigen konnten [27], sollen mit dieser Studie am osteoporotischen und osteopenen Humanbecken möglichst realistische Aussagen für den klinischen Alltag bei einem immer älter werdenden Patientenkollektiv getroffen werden.

Der Versuchsaufbau erfolgte adäquat zu anderen Studien, die am humanen Becken durchgeführt wurden [6,47]. Im Vergleich zu synthetischen Becken sind an den hier verwendeten Humanbecken die physiologischen Bandstrukturen vorhanden und es lässt sich somit eine realistischere Aussage hinsichtlich der biomechanischen Stabilität treffen. Es konnte in früheren Studien nachgewiesen werden, dass durch den Gefrierzyklus keine Veränderungen der biomechanischen Stabilität von Bändern und Weichteilen entstehen [86]. Zusätzlich kann am humanen Becken eine realistischere Aussage über die Verankerung des Osteosynthesematerials im Knochen getroffen werden. Inhomogenitäten zwischen den verwendeten Becken wurden dadurch minimiert, dass unfixierte Becken verwendet wurden und dass durch die Beurteilung der Knochendichte anhand von Hounsfield-Einheiten im CT eine gleichmäßige Verteilung der Becken hinsichtlich ihrer Knochenqualität auf die beiden Versuchsgruppen erfolgen konnte. Zur Orientierung diente dabei die Studie von Zou et al., die anhand einer sagittalen und axialen Messung der Hounsfield Einheiten im S1 Wirbelkörper die Knochendichte beurteilt [87]. Dass ein Zusammenhang zwischen den Hounsfield Einheiten und dem T-Wert der Osteodensitometrie besteht konnte in verschiedenen Studien nachgewiesen werden, sodass sich diese zur Beurteilung der Knochendichte eignen [45,87]. Wie die Ergebnisse der Bestimmung der Hounsfield Einheiten im CT zeigen, liegen bei den verwendeten Becken osteopore bis osteoporotische Knochenstrukturen vor. Da es sich in den letzten Jahren bei einem Großteil der Patienten mit Beckenverletzungen um Patienten im höheren Lebensalter handelt [15,58], können hier also realistische Aussagen getroffen werden. Außerdem spricht eine gute Stabilität bei niedriger Knochenqualität umso mehr für das angewendete Verfahren und es lässt sich davon ausgehen, dass am jüngeren und stabileren Knochen noch bessere Ergebnisse erzielt werden können.

Der Versuchsaufbau als Zweibeinstandmodell ist in der Literatur wiederholt beschrieben und kam bereits bei vergleichbaren Studien zum Einsatz [9,32,74]. Durch das Zweibeinstandmodell sollte hauptsächlich Stress auf die Symphyse ausgeübt werden und als Orientierung dienten andere Studien, die dieses Modell erfolgreich angewendet haben [9,26,50]. Dabei wird über die Materialprüfmaschine Druck über die lumbale Wirbelsäule auf das Becken und die Symphyse ausgeübt, wie es beim lebenden Menschen durch das Gewicht des Oberkörpers der Fall ist. Der Zweibeinstand hat im Vergleich zum Einbeinstandmodell im Rahmen von Testungen an der Symphyse den Vorteil, dass eine Distraction in der Symphyse ausgelöst wird und eine bessere Beurteilung der horizontalen Bewegungen des vorderen

Beckenringes stattfinden kann [32,80]. Es kann jedoch im Rahmen dieser Versuchsreihe keine Aussage über das Verhalten beim Laufen mit partieller einseitiger Belastung getroffen werden. Desweiterhin liefert diese Studie keine Ergebnisse über mögliche Spätfolgen nach längerer Belastung der Symphysiodese. Jedoch lassen sich wichtige Erkenntnisse über die primäre Stabilität des Verfahrens gewinnen. Man kann davon ausgehen, dass eine höhere primäre Stabilität auch langfristig bessere Ergebnisse erzielen wird. Da Patienten nach Operationen am Beckenring in der Regel zunächst immobilisiert werden und dann nach und nach im Zweibeinstand mobilisiert werden, eignet sich das angewandte Zweibeinstandmodell sehr gut für die Beurteilung des Verfahrens. Für den Zweibeinstand wurden Hüftprothesenmodelle anstelle der originalen humanen Femora verwendet, um eine einheitlichere Positionierung der Becken zu erreichen und Differenzen aufgrund von teilweise vorhandenem Osteosynthesematerial zu vermeiden.

Für den Prüfungsablauf wurde ein zyklisches Vorgehen mit wechselnder Be- und Entlastung gewählt, um möglichst physiologische Belastungen zu simulieren. Die Kraftstufen wurden anhand der physiologisch auf das Becken wirkenden Kraft gewählt, sowie in Bezug auf vorherige biomechanische Studien am humanen Beckenring. Die physiologisch auf das Becken wirkende Kraft lässt sich vereinfacht aus dem Körpergewicht berechnen. So wirken bei einer 80 kg schweren Person, abzüglich der je ca. 20 kg schweren Beine, 40 kg auf das Becken. Das entsprächen 400 N. Da die auf das Becken wirkende Kraft je nach Haltung und körperlicher Betätigung je nach Muskelzug und Hebelwirkung größer werden kann, wurde das Maximum der Belastung höher gesetzt als 400 N. Damit liegt in dieser Versuchsreihe eine höhere Belastung des Beckens vor, als es in den meisten anderen Studien der Fall ist. Canoluis et al. führte Versuche mit einer maximalen Belastung der humanen Becken mit 300 N durch, bezogen auf das Körpergewicht einer 60kg schweren Person [9]. Moed et al. beschrieb als obere Belastungsgrenze der Versuche 440 N [50] und Ramezani et al. belastete die Becken in der Versuchsreihe mit 300 N von kranial und jeweils 100 N von kaudal über die Femora [66]. Eine Studie von Klima et al. beschreibt die Belastung der Becken mit maximal 500 N in der ersten Versuchsreihe. Ermüdungsversuche führten dann bei Werten von 1900-2700 N zur Frakturierung des Beckenknochens [43]. Die Vorkraft von 50 N wurde zwischen allen Belastungsstufen angefahren, um das Becken stets in einer festen Position zu halten und eine Lockerung des Präparates in der Materialprüfmaschine zu verhindern.

Zur Beurteilung der Stabilität der Symphysiodese dienten folgende Parameter: Kompressionskraft, Verteilung der Kompressionskraft, Kontaktfläche, Kontaktflächenverteilung, Abstandsänderung im Bereich der Symphyse und des ISG sowie die subjektive Handhabung. Diese wurden mittels Drucksensorfolie und 3D-Kamerasystem erhoben.

Betrachtet man die Ergebnisse der Kompressionskraftmessung in der Symphyse, so lässt sich kein signifikanter Unterschied von der Symphysiodese mittels Fixateur interne im Vergleich zur Verwendung einer Plattenosteosynthese darstellen. Betrachtet man den Verlauf der Kompressionskraft während des Experimentes, so zeigt sich, dass die prozentualen Anteile der Kompressionskraft bei der maximalen Belastung mit 600 N, sowie bei der finalen Entlastung in beiden Gruppen nahezu identisch sind. Ein Unterschied findet sich jedoch in der Betrachtung der Signifikanzen beim Vergleich der gemessenen Werte innerhalb einer Versuchsgruppe. Innerhalb der Fixateur-interne-Gruppe finden sich beim Vergleich der bei Belastung gemessenen Werte mit denjenigen zum Osteosynthesezeitpunkt signifikante Unterschiede bei der Belastung mit 200 N, 400 N und 600 N, jedoch nicht unter 100 N und finaler Entlastung. Innerhalb der SLDCP-Gruppe zeigt sich jedoch bei den Werten zu allen Messzeitpunkten ein signifikanter Unterschied im Vergleich zu den Werten zum Osteosynthesezeitpunkt. Dies spricht für einen geringeren Verlust der durch die Fixateur interne-Osteosynthese erzielten Kompressionskraft und somit für etwas mehr Stabilität im Vergleich zur Verwendung einer Plattenosteosynthese mittels SLDCP. Im Vergleich zu einer vorherigen Studie von Fritz et al., die am synthetischen Beckenmodell einen signifikanten Unterschied zwischen Fixateur interne und Plattenosteosynthese im Trauma-Versorgungskonzept ohne die Verwendung eines Knochenspanns bezüglich der Kompressionskraft aufzeigen konnte [26], spricht das Ergebnis dieser Studie für die Stabilität der Symphysiodese bereits durch den zylindrischem Knochenspan, da hier kein signifikanter Unterschied mehr zwischen Fixateur interne und SLDCP aufgetreten ist.

Die Analyse der Kompressionskraftverteilung konnte keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Versuchsgruppen aufzeigen. Die prozentuale Aufteilung der Kraft auf den kranialen, zentralen und kaudalen Teil der Symphyse ist sowohl bei einer Vorlast von 50 N als auch bei der maximalen Belastung mit 600 N in beiden Gruppen sehr ähnlich. Der Vergleich innerhalb einer Gruppe zwischen den beiden Messzeitpunkten zeigte sowohl für den Fixateur interne als auch für die SLDCP signifikante Unterschiede in allen drei Segmenten, sodass sich hier kein Unterschied zwischen den Gruppen feststellen lässt. Diese Ergebnisse sprechen in beiden Gruppen für eine stabile Symphysiodese, da die Verteilung der Kompressionskraft möglichst physiologisch und vor allem auf beide oberen Segmente stattfindet.

Die Kontaktfläche in der Symphyse ist in beiden Gruppen ähnlich. Es zeigen sich hier keine signifikanten Unterschiede beim Vergleich der beiden Gruppen miteinander, obwohl der Wert der Kontaktfläche in der SLDCP-Gruppe insgesamt etwas größer ist, während bei der Fixateur-interne-Gruppe dafür im Gegensatz zu der SLDCP-Gruppe nach Ablauf des Ermüdungs-

Experimentes noch die gesamte Kontaktfläche vom Beginn weiterhin vorhanden ist. Beim Vergleich der Werte innerhalb einer Gruppe zeigen sich in beiden Gruppen signifikante Unterschiede beim Vergleich der Kontaktflächengröße bei 400 N und 600 N Belastung mit der Kontaktflächengröße zum Osteosynthesezeitpunkt, was für ein ähnliches Verhalten der Kontaktfläche in der Symphyse in beiden Gruppen während des Experimentes spricht.

Ein kleiner Unterschied zugunsten des Fixateur interne lässt sich bei der Analyse der Kontaktflächenverteilung auf die drei Segmente der Symphyse zeigen. Während sich im direkten statistischen Vergleich der beiden Gruppen kein signifikanter Unterschied darstellt, gibt es eine Auffälligkeit im Vergleich innerhalb der Gruppen. In der Fixateur-interne-Gruppe findet sich nur im zentralen und kaudalen Segment ein signifikanter Unterschied beim Vergleich der Kontaktflächenverteilung zwischen der Vorlast von 50 N und der maximalen Belastung mit 600 N, während sich in der SLDCP-Gruppe in allen drei Segmenten signifikante Unterschiede zeigen. Dies spricht für eine etwas höhere Stabilität mit dem Fixateur interne, da der Wert im kranialen Segment sich weniger verändert hat.

Die Analyse der Bewegungen im Bereich der Symphyse und des ISG mittels 3D-Kamerasystem zeigte signifikante Unterschiede im kranialen Bereich der Symphyse. Der Vergleich beider Gruppen zeigte einen signifikanten Unterschied für die Abstandsdifferenz (Δ) bei 100 N und der Vergleich der Werte innerhalb einer Gruppe zeigte für die SLDCP-Gruppe signifikante Unterschiede von zwei Messzeitpunkten zum ersten Wert, während es in der Fixateur-interne-Gruppe nur an einem Messzeitpunkt einen signifikanten Unterschied gab, was für etwas mehr Stabilität des Fixateurs interne spricht.

Besonders hervorzuheben ist, dass im kaudalen Bereich der Symphyse sowohl beim Vergleich der zwei Gruppen als auch beim Vergleich innerhalb einer Gruppe keine signifikanten Unterschiede oder Veränderungen gefunden werden konnten. Die gemessenen Werte fielen so niedrig aus, dass sie keine klinische Relevanz darstellen. Dies bezeugt, dass es sich bei der Symphysiodese mittels zylindrischem Knochenspan sowohl mit Fixateur interne, als auch mit Plattenosteosynthese, um ein sehr stabiles Konstrukt handelt, da grundsätzlich bei Belastung des Beckens vor allem ein Auseinanderweichen der Symphyse im kaudalen Bereich zu erwarten wäre.

Die im kaudalen Symphysenspalt beobachtete Kompressionswirkung trat in beiden Gruppen gleichermaßen auf und kann nur durch die unphysiologische Überlastung während der Versuche erklärt werden, bei derer die Beckenmodelle eine Verwringung erfahren haben müssen.

Die Ergebnisse dieser Studie ähneln dabei denen anderer biomechanischer Studien, was für eine Validität der Ergebnisse spricht. Hervorzuheben ist das Alleinstellungsmerkmal unserer

biomechanischen Experimente, die sich mit der Knochenspan-Symphysiodese befassen, während die meisten anderen Studien Symphysensprengungen untersuchen. So gibt es zum Beispiel eine Studie von O'Neill et al., die Verschiebungen und Rotationen am Becken bei Belastung im Einbeinstand am Modellbecken bei mittels Plattenosteosynthese versus mit Schraubenosteosynthese versorgten Symphysenrupturen vergleicht. Die Ergebnisse von O'Neill et al. zeigten keinen signifikanten Unterschied in der Nettoverschiebung und einen geringen, aber signifikanten Unterschied in der Steifigkeit, wobei die Verschraubung im Vergleich zur Plattenosteosynthese eine höhere Steifigkeit und somit Stabilität aufwies [57].

Im Bereich des ISG, dessen ventraler Bandapparat für die Simulierung der Verletzung in dieser Studie durchtrennt wurde, zeigte sich kein signifikanter Unterschied der Bewegungen im Vergleich beider Gruppen. Jedoch fand sich in der SLDCP-Gruppe ein signifikanter Unterschied des Abstandes der Marker im Vergleich des Wertes bei der maximalen Belastung mit 600 N mit dem bei 100 N. In der Fixateur-interne-Gruppe zeigte sich keine signifikante Veränderung des Abstandes, was auch hier für eine vermehrte Stabilität bei der Verwendung des Fixateur interne spricht.

Insgesamt zeigt sich sowohl mit Fixateur interne als auch mit SLDCP ein sehr stabiles Konstrukt zur Symphysiodese mittels zylindrischem Knochenspan.

Die Beurteilung der subjektiven Handhabung soll hier nur einen kleinen Stellenwert einnehmen und darauf hinweisen, dass für den Erfolg eines chirurgischen Verfahrens das Geschick und die Erfahrungen des Operateurs mit zu berücksichtigen sind. Das subjektive Empfinden zeigte, ebenso wie die gemessenen Werte, dass mit dem Fixateur interne eine etwas höhere Kompressionskraft auf die Symphyse ausgeübt werden konnte. Außerdem ließ sich der Fixateur interne besser an die Symphyse anpassen, da es bei den Platten oft zu einem Überstehen kam. Da es sich hier jedoch nicht um in vivo Bedingungen handelte, können keine Aussagen bezüglich der intraoperativen Handhabung am echten Patienten gemacht werden.

7. Schlussfolgerung

Die Kombination aus Symphysiodese mittels zylindrischem pressgepasstem Knochenspan und der Verwendung eines Fixateur interne, welche in vorherigen Studien einzeln eingesetzt bereits große Vorteile zeigen konnten, stellt eine sehr stabile Möglichkeit zur Fixierung des Beckens bei geplanten Fusionen im Bereich der Symphyse mit der Möglichkeit einer minimalinvasiven Operationstechnik dar. Während sich in einer vorherigen Studie mit reiner Stabilisierung zum Vergleich des Fixateur interne und einer Plattenosteosynthese der Fixateur interne der Platte deutlich überlegen zeigte [26], gibt es in Kombination mit dem zylindrischen „pressfit“ Knochenspan zur Symphysiodese nur noch geringe bis nicht signifikante Unterschiede. Am ehesten wird dieser Effekt durch den besonderen Knochenspan vermittelt (zylindrisch erhöhte Kontaktfläche mit leichter Übergröße). Dies zeigt, dass durch die Einbringung des Knochenspans grundsätzlich ein sehr stabiles Konstrukt besteht. Durch den Fixateur interne kann die Kompressionskraft außerdem erhöht und physiologischer verteilt werden. Des Weiteren besteht durch den Fixateur interne die Möglichkeit einer minimalinvasiven Versorgung mit deutlich weniger Weichteilschaden bei geringerer Freilegung, was die Rate an Komplikationen senken könnte.

Die Ergebnisse dieser erstmalig an Symphysiodesen durchgeführten Studie rechtfertigen, von der Biomechanik her, die Anwendbarkeit einer Symphysiodese mittels autologem zylindrischem Knochenspan und Fixateur interne in vivo am Patienten zur Behandlung von chronischen Schmerzen und Instabilitäten im Becken nach Sprengungen oder nicht-traumatischen Veränderungen der Symphyse.

8. Literaturverzeichnis

1. Ammar A, Koshyk A, Kohut M, Alolabi B, Quenneville CE (2023) The Use of Optical Tracking to Characterize Fracture Gap Motions and Estimate Healing Potential in Comminuted Biomechanical Models of Surgical Repair. *Ann Biomed Eng*
2. Anderhuber F, Streicher J, Pera F (2012) *Waldeyer - Anatomie des Menschen*. 19. edition. De Gruyter, Berlin
3. Appell H-J, Stang-Voss C (2018) *Funktionelle Anatomie - Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung*. 4. edition. Springer Verlag, Heidelberg
4. Aumüller G, Aust G, Conrad A, Engele J, Kirsch J (2017) *Duale Reihe Anatomie*. 4. edition. Thieme, Stuttgart
5. Bommas-Ebert U, Teubner P, Voß R (2011) *Kurzlehrbuch Anatomie und Embryologie*. 3. edition. Thieme, Stuttgart
6. Bottlang M, Simpson T, Sigg J, Krieg JC, Madey SM, Long WB (2002) Noninvasive reduction of open-book pelvic fractures by circumferential compression. *J Orthop Trauma* 16:367–373
7. Bühren V, Josten C (2013) *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule*. 1. edition. Springer Verlag, Berlin Heidelberg
8. Bühren V, Keel M, Marzi I (2016) *Checkliste Traumatologie*. 8. edition. Thieme, Stuttgart
9. Cano-Luis P, Giráldez-Sánchez MA, Martínez-Reina J, Serrano-Escalante FJ, Galleguillos-Rioboo C, Lázaro-González A, García-Rodríguez J, Navarro A (2012) Biomechanical analysis of a new minimally invasive system for osteosynthesis of pubis symphysis disruption. *Injury* 43:20–27
10. Cole PA, Dyskin EA, Gilbertson JA (2015) Minimally-invasive fixation for anterior pelvic ring disruptions. *Injury* 46:S27–S34
11. Collinge C, Archdeacon MT, Dulaney-Cripe E, Moed BR (2012) Radiographic changes of implant failure after plating for pubic symphysis diastasis: An underappreciated reality? *Trauma. Clin Orthop Relat Res* 470:2148–2153
12. Culemann U, Tosounidis G, Reilmann H, Pohlemann T (2004) Beckenringverletzung. In: Bauch J., Betzler M., Lobenhoffer P. (eds) *Chirurgie upgrade 2004*. Springer, Berlin Heidelberg

13. Culemann U (2007) Beckenringverletzungen. *Trauma und Berufskrankheit* 9:154–157
14. Culemann U, Oestern HJ, Pohlemann T (2014) Aktuelle Behandlung der Beckenringfraktur. *Unfallchirurg* 117:145–161
15. Culemann U, Pohlemann T (2021) Beckenfraktur beim älteren Patienten. *De Gruyter*
16. Daye S, Barone J, Lincer R, RC B, Smego D (1993) Pfannenstiel syndrome. *Am Surg* 59:459–460
17. Dolati B (1985) Die operative Versorgung der Symphysenruptur. *Unfallchirurgie* 11 223–227
18. Draenert K, Draenert Y, Pohlemann T, Regel G (2012) *Autologous Resurfacing and Fracture Dowelling - A Manual of Transplantation Technique*. 1. edition. Springer, Berlin Heidelberg
19. Eastman JG, Krieg JC, Routt MLC (2016) Early failure of symphysis pubis plating. *Injury* 47:1707–1712
20. Eggers C, Stahlenbrecher A (1998) Verletzungen der BWS und LWS. *Unfallchirurg* 101:779–790
21. Elden H, Hagberg H, Olsen MF, Ladfors L, Ostgaard HC (2008) Regression of pelvic girdle pain after delivery: Follow-up of a randomised single blind controlled trial with different treatment modalities. *Acta Obstet Gynecol Scand* 87:201–208
22. Fang C, Alabdulrahman H, Pfeifer R, Tarkin IS, Pape HC (2017) Late reconstruction of severe open-book deformities of the pelvis — tips and tricks. *Int Orthop* 41:1777–1784
23. Fang C, Alabdulrahman H, Pape HC (2017) Complications after percutaneous internal fixator for anterior pelvic ring injuries. *Int Orthop* 41:1785–1790
24. Fritz T, Veith NT, Braun BJ, Pohlemann T, Herath SC (2018) Beckenchirurgie – Akutversorgung. *OP-Journal* 34:26–32
25. 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: A Case Report. *JBJS case Connect* 9:e0075
26. 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 77:105009

27. Fritz T, Hopp S, Briem J, Histing T, Orth M, Herath S, Pohlemann T, Pizanis A (2020) Eine neue Methode der Symphysiodese - eine biomechanische Analyse. Z Orthop Unfall 158:245
28. Giannoudis P, Kanakaris N (2011) Pubic Symphysis fusion, practical procedures in elective Orthopaedic surgery, pelvis and lower extremity. 23–28
29. Giannoudis P V (2012) Practical Procedures in Elective Orthopaedic Surgery. 1. edition. Springer-Verlag, London
30. Gong Y, Fu G, Li B, Li Y, Yang X (2017) Comparison of the effects of minimally invasive percutaneous pedicle screws osteosynthesis and open surgery on repairing the pain, inflammation and recovery of thoracolumbar vertebra fracture. Exp Ther Med 14:4091–4096
31. González ÁL, Reina JM, Luis PC, Baquero JJ, Fernández JS, Sánchez MÁG (2016) Is cannulated-screw fixation an alternative to plate osteosynthesis in open book fractures? A biomechanical analysis. Injury 47:S72–S77
32. Grimshaw CS, Bledsoe JG, Moed BR (2012) Locked Versus Standard Unlocked Plating of the Pubic Symphysis: A Cadaver Biomechanical Study. J Orthop Trauma 26:402–406
33. Han G, He C, Shao L (2017) Analysis on curative effect of percutaneous minimally invasive spinal internal fixation with pedicle screw rod system for thoracolumbar fracture. Biomed Res 28:6848–6851
34. Hechtman KS, Zvijac JE, Popkin CA, Zych GA, Botto-van Bemden A (2010) A minimally disruptive surgical technique for the treatment of osteitis pubis in athletes. Sports Health 2:211–215
35. Herath SC, Braun BJ, Rollmann MF, Mörsdorf P, Holstein JH, Pohlemann T (2019) Autologous Transplantation of Press-fit Bone Cylinders in the Treatment of Pelvic Nonunion. Orthop Surg 11:516–523
36. Hopp S, Kelm J, von Campe T, Pohlemann T, Culemann U (2011) Infiltration der Symphyse bei Osteitis pubis – Welche prognostische Rolle spielen Symphysenmorphologie und Instabilität? Eine prospektive Studie bei Sportlern. Berlin
37. Hopp S, Ojodu I, Jain A, Fritz T, Pohlemann T, Kelm J (2018) Novel pathomorphologic

- classification of capsulo-articular lesions of the pubic symphysis in athletes to predict treatment and outcome. *Arch Orthop Trauma Surg* 138:687–697
38. Hopp S, Pizanis A, Briem J, Hahner J, Mettelsiefen L, Herath SC, Histing T, Pohlemann T, Fritz T (2020) A novel press-fit minimally-invasive symphysiodesis technique. *J Exp Orthop* 7:7–11
 39. Jerosch J, Heisel J, Imhoff AB (2005) Fortbildung Orthopädie- Traumatologie Die ASG-Kurse der DGOOC Band 11: Hüfte. 1. edition. Steinkopff Verlag, Darmstadt
 40. Kanakaris NK, Angoules AG, Nikolaou VS, Kontakis G, Giannoudis P V. (2009) Treatment and outcomes of pelvic malunions and nonunions: A systematic review. *Clin Orthop Relat Res* 467:2112–2124
 41. Kildal D (2016) Medizinische Fremdkörper in der Bildgebung. 1. edition. Springer, Berlin Heidelberg
 42. Kitridis D, Tsikopoulos K, Givissis P, Chalidis B (2023) Percutaneous Fixation for Traumatic Symphysis Pubis Disruption—Are the Results Superior Compared to Open Techniques? A Systematic Review and Meta-Analysis of Clinical and Biomechanical Outcomes. *J Clin Med* 12:1–14
 43. Klima S, Grunert R, Ondruschka B, Scholze M, Seidel T, Werner M, Hammer N (2018) Pelvic orthosis effects on posterior pelvis kinematics An in-vitro biomechanical study. *Sci Rep* 8:15980
 44. Largiadèr F, Saeger H, Keel M, Bruns C (2016) Checkliste Chirurgie. 11. edition. Thieme, Stuttgart
 45. Lim HK, Ha H II, Park SY, Lee K (2019) Comparison of the diagnostic performance of CT Hounsfield unit histogram analysis and dual-energy X-ray absorptiometry in predicting osteoporosis of the femur. *Eur Radiol* 29:1831–1840
 46. Loibl M, Korsun M, Reiss J, Gueorguiev B, Nerlich M, Neumann C, Baumann F (2015) Spinal fracture reduction with a minimal-invasive transpedicular Schanz Screw system: Clinical and radiological one-year follow-up. *Injury* 46:S75–S82
 47. MacAvoy M, McClellan RT, Goodman S, Chien C-R, Allen W, van der Meulen M (1997) Stability of Open-Book Pelvic Fractures Using a New Biomechanical Model of Single-Limb Stance. *J Orthop Trauma* 11:590–593
 48. Meißner A, Fell M, Wilk R, Boenick U, Rahmzadeh R (1998) Comparison of

- different methods of internal fixation of symphyseal disruptions under multidirectional dynamic conditions: an experimental analysis simulating gait conditions. *Unfallchirurg* 101:18–25
49. Mitchell PM, Corrigan CM, Patel NA, Silverberg AJ, Greenberg SE, Thakore R V., Obremskey WT, Ehrenfeld JM, Evans JM, Sethi MK (2016) 13-Year experience in external fixation of the pelvis: complications, reduction and removal. *Eur J Trauma Emerg Surg* 42:91–96
 50. Moed BR, O'Boynick CP, Bledsoe JG (2014) Locked versus standard unlocked plating of the symphysis pubis in a Type-C pelvic injury: A cadaver biomechanical study. *Injury* 45:748–751
 51. 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. 33:61–65
 52. Moore RS, Stover MD, Matta JM (1998) Late posterior instability of the pelvis after resection of the symphysis pubis for the treatment of osteitis pubis: A report of two cases. *J Bone Jt Surg - Ser A* 80:1043–1048
 53. Mynors JM (1974) Osteitis pubis. *J Urol* 112:664–665
 54. Najibi S, Tannast M, Klenck RE, Matta JM (2010) Internal fixation of symphyseal disruption resulting from childbirth. *J Orthop Trauma* 24:732–739
 55. Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P (2017) *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*. 8. edition. Thieme, Stuttgart
 56. Nöldeke S (2015) *Klinikleitfaden Chirurgische Ambulanz*. 4. edition. Elsevier, München
 57. 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 Int Open Access J Orthop Trauma* 5:e215
 58. Oberkircher L, Ruchholtz S, Rommens PM, Hofmann A, Bücking B, Krüger A (2018) Osteoporotic Pelvic Fractures. *Dtsch Arztebl Int* 115:70–80
 59. Olerud S, Walheim G (1984) Symphysiodesis with a new compression plate. *Acta Orthop Scand* 55:315–318
 60. Pape H-C, Hildebrand F, Ruchholtz S (2018) *Management des Schwerverletzten*. 1. edition. Springer, Berlin Heidelberg

61. Pehle B, Nast-Kolb D, Oberbeck R, Waydhas C, Ruchholtz S (2003) Significance of physical examination and radiography of the pelvis during treatment in the shock emergency room. *Unfallchirurg* 106:642–648
62. 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
63. Pohlemann T, Gänsslen A (1999) Die Operation der Symphysensprengung. *Oper Orthop Traumatol* 11:149–159
64. Pohlemann T, Stengel D, Tosounidis G, Reilmann H, Stuby F, Stöckle U, Seekamp A, Schmal H, Thannheimer A, Holmenschlager F, Gänsslen A, Rommens PM, Fuchs T, Baumgärtel F, Marintschev I, Krischak G, Wunder S, Tscherne H, Culemann U (2011) Survival trends and predictors of mortality in severe pelvic trauma: Estimates from the German Pelvic Trauma Registry Initiative. *Injury* 42:997–1002
65. 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
66. Ramezani M, Klima S, Le P, De C, Campo J, Joncour J Le, Rouquette C, Scholze M, Hammer N (2019) In Silico Pelvis and Sacroiliac Joint Motion : Refining a Model of the Human Osteoligamentous Pelvis for Assessing Physiological Load Deformation Using an Inverted Validation Approach. *Biomed Res Int* 2019:3973170
67. Rommens PM (1997) Internal Fixation in Postpartum Symphysis Pubis Rupture: Report of Three Cases. *J Orthop Trauma* 11:273–276
68. Rommens PM, Heinermann M, Hessmann MH (2004) Notfallmanagement instabiler Beckenverletzungen. *Notfall & Rettungsmedizin* 7:151–160
69. Rommens PM, Arand C, Thomczyk S, Handrich K, Wagner D, Hofmann A (2017) Fragility fractures of the pelvis. *J Bone Jt Surg* 5:469–482
70. Rommens PM, Wagner D, Hofmann A (2017) Minimal invasive surgical treatment of fragility fractures of the pelvis. *Chir* 112:524–537
71. Schiebler TH, Korf H-W (2007) Anatomie. Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie. 10. edition. Steinkopff Verlag, Heidelberg
72. Schmeiser G, Putz R (2001) Anatomie und Funktion des Beckenbodens. *Gynäkologe*

73. Schünke M, Schulte E, Schumacher U (2018) Prometheus Lernatlas der Anatomie - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 5. edition. Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York
74. Simonian PT, Schwappach JR, Routt MLC, Agnew S, Harrington R, Tencer A (1996) Evaluation of New Plate Designs for Symphysis Pubis Internal Fixation. *J Trauma Inj Infect Crit Care* 41:498–502
75. Stevenson AJ, Swartman B, Bucknill AT (2016) Perkutane interne Fixation bei Beckenfrakturen. *Unfallchirurg* 119:825–834
76. Stover MD, Edelstein AI, Matta JM (2017) Chronic Anterior Pelvic Instability: Diagnosis and Management. *J Am Acad Orthop Surg* 25:509–517
77. Tscherne H, Pohlemann T, Gänsslen A (2000) Classification, staging, urgency and indications in pelvic injuries. *Zentralbl Chir* 125:717–724
78. Tscherne H, Pohlemann T (2014) Tscherne Unfallchirurgie: Becken und Acetabulum. 1. edition. Springer, Berlin Heidelberg
79. Vaidya R, Martin AJ, Roth M, Nasr K, Gheraibeh P, Tonnos F (2017) INFIX versus plating for pelvic fractures with disruption of the symphysis pubis. *Int Orthop* 41:1671–1678
80. Varga E, Hearn T, Powell J, Tile M (1995) Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring. *Injury* 26:75–80
81. Vogl TJ, Reith W, Rummeny EJ (2011) Diagnostische und interventionelle Radiologie. 1. edition. Springer, Berlin Heidelberg New York
82. Weigel B, Nerlich ML, Pohlemann T, Maghsudi M (2011) Praxisbuch Unfallchirurgie. 2. edition. Springer, Berlin Heidelberg
83. Weinberg A-M, Tscherne H (2006) Tscherne Unfallchirurgie: Unfallchirurgie im Kindesalter. 1. edition. Springer, Berlin Heidelberg
84. Williams PR, Thomas DP, Downes EM (2000) Osteitis pubis and Instability of the Pubic Symphysis: When Nonoperative Measures Fail. *Am J Sports Med* 28:350–355
85. Wirth C, Mutschler W, Kohn D (2013) Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie. 3. edition. Thieme, Stuttgart

86. Woo SLY, Orlando CA, Camp JF, Akeson WH (1986) Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *J Biomech* 19:399–404
87. Zou D, Li W, Xu F, Du G (2019) Use of Hounsfield units of S1 body to diagnose osteoporosis in patients with lumbar degenerative diseases. *Neurosurg Focus* 46:1–5

9. Abkürzungsverzeichnis

AO	Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese
a.p.	Anterior-posterior
ATLS	Advanced Trauma Life Support
ca.	circa
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
DC	Dynamic Compression
DCP	Dynamic Compression Plate
et al.	Et alii (lateinisch für „und andere“)
FAST	Focus Assessment with Sonography for Trauma
HU	Hounsfield Units (Hounsfield Einheiten)
ISG	Iliosakralgelenk
Lig.	Ligamentum/-a
M.	Musculus
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
N	Newton
OP	Operation
ROI	Region of interest („Bereich von Interesse“)
SCP	Symphyseal Compression Plate
SD	Standardabweichung
SEM	Standardfehler
SLP	Symphyseal Locking Plate
SLDCP	Symphyseal Locking and Dynamic Compression Plate

10. Anlagen

10.1. Ausmessung der Symphyse im CT

	Querschnitt sagittal Höhe (cm)	Querschnitt sagittal Breite (cm)	Axial Kreisfläche oberer Pol (cm ²)	Axial Kreisfläche unterer Pol (cm ²)
Mittelwert	4,67	1,9	1,64	2,68
Maximum	5,9	2,8	3,23	4,26
Minimum	3,2	1,0	0,83	2,01

Tabelle 1: Ergebnisse der Ausmessung der Symphysen aller Becken im CT

10.2. Hounsfield Einheiten im CT

Becken	HE sagittal	HE axial
Fixateur 1	244	325
Fixateur 2	221	370
Fixateur 3	172	74
Fixateur 4	75	107
Fixateur 5	72	77
Mittelwert	156,6	190,7
Standardabweichung	80,3	144,5
Standardfehler	35,9	64,6

Tabelle 2: Hounsfield Einheiten in der Fixateur interne Gruppe

Becken	HE sagittal	HE axial
SLDCP 1	139	178
SLDCP 2	234	278
SLDCP 3	204	192
SLDCP 4	195	183
SLDCP 5	137	178
Mittelwert	181,8	201,8
Standardabweichung	42,4	43,0
Standardfehler	18,9	19,2

Tabelle 3: Hounsfield Einheiten in der SLDCP Gruppe

Vergleich zw. Fixateur interne und SLDCP Gruppe	Normalverteilung (Shapiro-Wilk)	Two-tailed T-Test
Hounsfield Einheiten axial	p=0,266 (bestanden)	p=0,873 (keine Signifikanz)
Hounsfield Einheiten sagittal	p=0,462 (bestanden)	p=0,551 (keine Signifikanz)

Tabelle 4: Vergleich der Hounsfield Einheiten in den beiden Gruppen

10.3. Mittelwerte der gemessenen Kraft (N) in der Symphyse

Messzeitpunkt	N	Mittelwert	Standardfehler
Reposition 50 N	5	50,7	0,30
Osteosynthese	5	169,3	22,16
100 N	5	151,4	18,32
200 N	5	142,8	17,29
400 N	5	128,5	16,73
600 N	5	113,0	17,30
Finale Entlastung	5	151,3	17,04

Tabelle 5: Mittelwerte der gemessenen Kompressionskraft (N) in der Symphyse in der Fixateur interne Gruppe

Messzeitpunkt	N	Mittelwert	Standardfehler
Reposition 50 N	5	50,4	0,17
Osteosynthese	5	128,0	23,40
100 N	5	115,2	23,57
200 N	5	107,0	22,51
400 N	5	95,2	20,98
600 N	5	85,0	19,70
Finale Entlastung	5	115,7	22,58

Tabelle 6: Mittelwerte der gemessenen Kompressionskraft (N) in der Symphyse in der SLDCP Gruppe

10.4. Signifikanzen bezüglich der Kompressionskraft (N)

Messzeitpunkt	Vergleich Fixateur interne und SLDCP
Osteosynthese	p=0,236
100 N	p=0,260
200 N	p=0,222
400 N	p=0,249
600 N	p=0,317
Finale Entlastung	p=0,244

Tabelle 7: Signifikanzen in Bezug auf die Kraft (N) im Vergleich zwischen der Fixateur interne Gruppe und der SLDCP Gruppe mittels zweiseitigem T-Test oder Mann-Whitney-Rank-Sum Test, wenn keine Normalverteilung im Shapiro-Wilk Test vorlag

Fixateur interne	Osteosynthese
100 N	p=0,059
200 N	p=0,004
400 N	p<0,001
600 N	p<0,001
Finale Entlastung	p=0,057

Tabelle 8: Signifikanzen der einzelnen Messzeitpunkte im Vergleich zum Osteosynthesezeitpunkt innerhalb der Fixateur interne Gruppe in Bezug auf die Kraft (N) (One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) mit post hoc Test nach der Dunnett-Methode, rot markiert sind alle signifikanten Unterschiede mit p<0,05)

SLDCP	Osteosynthese
100 N	p=0,001
200 N	p<0,001
400 N	p<0,001
600 N	p<0,001
Finale Entlastung	p=0,002

Tabelle 9: Signifikanzen der einzelnen Messzeitpunkte im Vergleich zum Osteosynthesezeitpunkt innerhalb der SLDCP Gruppe in Bezug auf die Kraft (N) (One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) mit post hoc Test nach der Dunnett-Methode, rot markiert sind alle signifikanten Unterschiede mit p<0,05)

10.5. Mittelwerte der Kompressionskraftverteilung auf drei Segmente

Fixateur interne	50 N Vorkraft		600 N Belastung	
	Mittelwert	Standardfehler	Mittelwert	Standardfehler
Kranial	69,3	13,42	57,4	11,26
Zentral	79,8	10,17	54,3	8,41
Kaudal	23,3	8,73	15,3	7,21

Tabelle 10: Mittelwerte der Kompressionskraft (N) zu den Zeitpunkten der Belastung mit 50 N Vorkraft und 600 N im kranialen, zentralen und kaudalen Drittel der Symphyse in der Fixateur interne Gruppe

SLDCP	50 N Vorkraft		600 N Belastung	
	Mittelwert	Standardfehler	Mittelwert	Standardfehler
Kranial	48,2	13,51	40,0	12,24
Zentral	52,8	11,29	34,8	8,38
kaudal	19,4	2,16	9,5	1,81

Tabelle 11: Mittelwerte der Kompressionskraft (N) zu den Zeitpunkten der Belastung mit 50 N Vorkraft und 600 N im kranialen, zentralen und kaudalen Drittel der Symphyse in der SLDCP Gruppe

10.6. Signifikanzen der Kompressionskraftverteilung auf drei Segmente

Vergleich Fixateur interne und SLDCP	p-Wert
50 N kranial	0,222
50 N zentral	0,114
50 N kaudal	0,673
600 N kranial	0,327
600 N zentral	0,138
600 N kaudal	0,458

Tabelle 12: Signifikanzen im Vergleich der Kompressionskraft (N) im kranialen, zentralen und kaudalen Drittel der Symphyse zwischen der Fixateur interne Gruppe und der SLDCP Gruppe zu den Zeitpunkten der Belastung mit 50 N Vorkraft und 600 N mittels zweiseitigem T-Test oder, wenn keine Normalverteilung im Shapiro-Wilk Test gegeben war, mittels Mann-Whitney Rank Sum Test

Fixateur interne	50 N vs. 600 N
Kranial	p=0,02
Zentral	p=0,018
Kaudal	p=0,039

SLDCP	50 N vs. 600 N
Kranial	p=0,023
Zentral	p=0,004
Kaudal	p<0,001

Tabelle 13: Signifikanzen im Vergleich der Kompressionskraft (N) im kranialen, zentralen und kaudalen Drittel der Symphyse innerhalb einer Gruppe zwischen den Messzeitpunkten der Belastung mit der Vorkraft von 50 N und 600 N mittels One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) mit dem Student-Newman-Keuls post hoc Test, rot markiert sind alle signifikanten Unterschiede mit $p < 0,05$

10.7. Mittelwerte der gemessenen Kontaktfläche (mm²) in der Symphyse

Messzeitpunkt	N	Mittelwert	Standardfehler
Reposition 50 N	5	414,4	53,57
Osteosynthese	5	697,6	71,69
100 N	5	665,0	67,85
200 N	5	642,6	68,91
400 N	5	609,4	69,09
600 N	5	582,6	72,34
Finale Entlastung	5	706,2	62,08

Tabelle 14: Mittelwerte der gemessenen Kontaktfläche (mm²) in der Symphyse in der Fixateur interne Gruppe

Messzeitpunkt	N	Mittelwert	Standardfehler
Reposition 50 N	5	531,4	79,62
Osteosynthese	5	741,6	143,28
100 N	5	723,6	152,88
200 N	5	702,2	150,53
400 N	5	670,8	147,50
600 N	5	641,2	143,37
Finale Entlastung	5	722,2	129,86

Tabelle 15: Mittelwerte der gemessenen Kontaktfläche (mm²) in der Symphyse in der SLDCP Gruppe

10.8. Signifikanzen bezüglich der Kontaktfläche (mm²)

Messzeitpunkt	Vergleich Fixateur interne und SLDCP
Osteosynthese	p=1,0
100 N	p=0,841
200 N	p=0,841
400 N	p=0,841
600 N	p=0,725
Finale Entlastung	p=0,841

Tabelle 16: Signifikanzen in Bezug auf die Kontaktfläche (mm²) im Vergleich zwischen der Fixateur interne Gruppe und der SLDCP Gruppe mittels zweiseitigem T-Test oder Mann-Whitney Rank Sum Test, wenn keine Varianzhomogenität im Brown-Forsythe Test gegeben war

Fixateur interne	Osteosynthese
100 N	p=0,813
200 N	p=0,180
400 N	p=0,021
600 N	p=0,001
Finale Entlastung	p=1,0

Tabelle 17: Signifikanzen der einzelnen Messzeitpunkte im Vergleich zum Osteosynthesezeitpunkt innerhab der Fixateur interne Gruppe in Bezug auf die Kontaktfläche (mm²) mittels One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) mit post hoc Test nach der Dunnett-Methode, rot markiert sind alle signifikanten Unterschiede mit p<0,05

SLDCP	Osteosynthese
100 N	p=0,725
200 N	p=0,107
400 N	p=0,002
600 N	p<0,001
Finale Entlastung	p=0,669

Tabelle 18: Signifikanzen der einzelnen Messzeitpunkte im Vergleich zum Osteosynthesezeitpunkt innerhalb der SLDCP Gruppe in Bezug auf die Kontaktfläche (mm²) mittels One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) mit post hoc Test nach der Dunnett-Methode, rot markiert sind alle signifikanten Unterschiede mit p<0,05

10.9. Mittelwerte der Kontaktflächenverteilung auf drei Segmente

Fixateur interne	50 N Vorkraft		600 N Belastung	
	Mittelwert	Standardfehler	Mittelwert	Standardfehler
Kranial	219,4	35,52	211,2	33,52
Zentral	255,4	32,11	239,6	34,43
Kaudal	144,8	10,35	90,6	20,15

Tabelle 19: Mittelwerte der Kontaktfläche (mm²) zu den Zeitpunkten der Belastung mit 50 N Vorkraft und 600 N im kranialen, zentralen und kaudalen Drittel der Symphyse in der Fixateur interne Gruppe

SLDCP	50 N Vorkraft		600 N Belastung	
	Mittelwert	Standardfehler	Mittelwert	Standardfehler
Kranial	266,2	56,32	251,2	55,91
Zentral	267,6	53,52	225,4	45,93
Kaudal	165,4	34,33	118,4	27,40

Tabelle 20: Mittelwerte der Kontaktfläche (mm²) zu den Zeitpunkten der Belastung mit 50 N Vorkraft und 600 N im kranialen, zentralen und kaudalen Drittel der Symphyse in der SLDCP Gruppe

10.10. Signifikanzen bezüglich der Kontaktflächenverteilung auf drei Segmente

Vergleich Fixateur interne und SLDCP	p-Wert
50 N kranial	0,502
50 N zentral	0,850
50 N kaudal	1,0
600 N kranial	0,557
600 N zentral	0,811
600 N kaudal	0,437

Tabelle 21: Signifikanzen im Vergleich der Kontaktfläche (mm²) im kranialen, zentralen und kaudalen Drittel der Symphyse zwischen der Fixateur interne Gruppe und der SLDCP Gruppe zu den Zeitpunkten der Belastung mit 50 N Vorkraft und 600 N mittels zweiseitigem T-Test oder, wenn keine Normalverteilung im Shapiro-Wilk Test gegeben war, mittels Mann-Whitney Rank Sum Test

Fixateur interne	50 N vs. 600 N
Kranial	p=0,124
Zentral	p=0,020
Kaudal	p=0,011

SLDCP	50 N vs. 600 N
Kranial	p=0,020
Zentral	p=0,019
Kaudal	p=0,007

Tabelle 22: Signifikanzen im Vergleich der Kontaktfläche (mm²) im kranialen, zentralen und kaudalen Drittel der Symphyse innerhalb einer Gruppe zwischen den Messzeitpunkten der Belastung mit der Vorkraft von 50 N und 600 N mittels One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) mit dem Student-Newman-Keuls post hoc Test, rot markiert sind alle signifikanten Unterschiede mit p<0,05

10.11. Mittelwerte der Abstandsdifferenzen im kranialen Teil der Symphyse

Delta vom Ausgangswert (50N Vorkraft) zu	N	Mittelwert	Standardfehler
100 N	5	0,04	0,02
200 N	5	-0,07	0,03
400 N	5	-0,19	0,10
600 N	5	-0,24	0,13

Tabelle 23: Mittelwerte der Abstandsdifferenzen (Δ in mm) im kranialen Teil der Symphyse in der Fixateur interne Gruppe

Delta vom Ausgangswert (50 N Vorkraft) zu	N	Mittelwert	Standardfehler
100 N	5	-0,09	0,06
200 N	5	-0,23	0,13
400 N	5	-0,40	0,18
600 N	5	-0,54	0,19

Tabelle 24: Mittelwerte der Abstandsdifferenzen (Δ in mm) im kranialen Teil der Symphyse in der SLDCP Gruppe

10.12. Signifikanzen bezüglich der Abstandsänderung im kranialen Teil der Symphyse

Delta vom Ausgangswert (50 N Vorkraft) zu	Vergleich Fixateur interne vs. SLDCP
100 N	p=0,032
200 N	p=0,310
400 N	p=0,322
600 N	p=0,230

Tabelle 25: Signifikanzen beim Vergleich der Abstandsdifferenzen (Δ in mm) im kranialen Teil der Symphyse zwischen der Fixateur interne Gruppe und der SLDCP Gruppe mittels zweiseitigem T-Test oder mittels T-Test mit Mann-Whitney Rank Sum Test, wenn keine Normalverteilung im Shapiro-Will Test vorlag, rot markiert sind alle signifikanten Unterschiede mit $p < 0,05$

Fixateur interne Gruppe		Delta 100 N
Delta 200 N		p=0,474
Delta 400 N		p=0,059
Delta 600 N		p=0,020

SLDCP Gruppe		Delta 100 N
Delta 200 N		p=0,330
Delta 400 N		p=0,015
Delta 600 N		p=0,001

Tabelle 26: Signifikanzen beim Vergleich der Abstandsdifferenzen (Δ in mm) im kranialen Teil der Symphyse innerhalb einer Gruppe zwischen dem ersten Delta Wert zu 100 N und allen anderen Delta Werten mittels One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA) mit dem post hoc Test nach der Dunnett-Methode, rot markiert sind alle signifikanten Unterschiede mit $p < 0,05$

10.13. Mittelwerte der Abstandsdifferenzen im kaudalen Teil der Symphyse

Delta vom Ausgangswert (50 N Vorkraft) zu	N	Mittelwert	Standardfehler
100 N	5	-0,07	0,03
200 N	5	-0,02	0,13
400 N	5	-0,06	0,14
600 N	5	0,06	0,20

Tabelle 27: Mittelwert der Abstandsdifferenzen (Δ in mm) im kaudalen Teil der Symphyse in der Fixateur interne Gruppe

Delta vom Ausgangswert (50 N Vorkraft) zu	N	Mittelwert	Standardfehler
100 N	5	-0,08	0,09
200 N	5	-0,07	0,07
400 N	5	-0,02	0,05
600 N	5	0,08	0,14

Tabelle 28: Mittelwerte der Abstandsdifferenzen (Δ in mm) im kaudalen Teil der Symphyse in der SLDCP Gruppe

10.14. Signifikanzen bezüglich der Abstandsänderung im kaudalen Teil der Symphyse

Delta vom Ausgangswert (50 N Vorkraft) zu	Vergleich Fixateur interne vs. SLDCP
100 N	p=0,548
200 N	p=0,708
400 N	p=0,813
600 N	p=0,931

Tabelle 29: Signifikanzen beim Vergleich der Abstandsdifferenzen (Δ in mm) im kaudalen Teil der Symphyse zwischen der Fixateur interne Gruppe und der SLDCP Gruppe mittels zweiseitigem T-Test oder, mittels Mann-Whitney Rank Sum Test, wenn keine Normalverteilung im Shapiro-Will Test vorlag

Fixateur interne Gruppe	Delta 100 N
Delta 200 N	p=0,788
Delta 400 N	
Delta 600 N	

SLDCP Gruppe	Delta 100 N
Delta 200 N	p=0,387
Delta 400 N	
Delta 600 N	

Tabelle 30: Signifikanzen beim Vergleich der Abstandsdifferenzen (Δ in mm) im kaudalen Teil der Symphyse innerhalb einer Gruppe zwischen dem ersten Delta Wert zu 100 N und allen anderen Delta Werten mittels One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA), keine Durchführung eines post hoc Tests, da keine signifikanten Unterschiede beim Vergleich aller Werte untereinander vorlag

10.15. Mittelwerte der Abstandsdifferenzen im ISG

Delta vom Ausgangswert (50 N Vorkraft) zu	N	Mittelwert	Standardfehler
100 N	5	0,08	0,06
200 N	5	0,05	0,17
400 N	5	-0,10	0,20
600 N	5	-0,24	0,21

Tabelle 31: Mittelwerte der Abstandsdifferenzen (Δ in mm) im ISG in der Fixateur interne Gruppe

Delta vom Ausgangswert (50 N Vorkraft) zu	N	Mittelwert	Standardfehler
100 N	5	-0,05	0,02
200 N	5	-0,15	0,07
400 N	5	-0,25	0,12
600 N	5	-0,38	0,17

Tabelle 32: Mittelwerte der Abstandsdifferenzen (Δ in mm) im ISG in der SLDCP Gruppe

10.16. Signifikanzen bezüglich der Abstandsänderung im ISG

Delta vom Ausgangswert (50 N Vorkraft) zu	Vergleich Fixateur interne vs. SLDCP
100 N	p=0,102
200 N	p=0,421
400 N	p=0,551
600 N	p=0,605

Tabelle 33: Signifikanzen beim Vergleich der Abstandsdifferenzen (Δ in mm) im ISG zwischen der Fixateur interne Gruppe und der SLDCP Gruppe mittels zweiseitigem T-Test oder mittels Mann-Whitney Rank Sum Test, wenn keine Normalverteilung im Shapiro-Will Test vorlag

Fixateur interne Gruppe	Delta 100 N
Delta 200 N	p=0,065
Delta 400 N	
Delta 600 N	

SLDCP Gruppe	Delta 100 N
Delta 200 N	p=0,620
Delta 400 N	p=0,133
Delta 600 N	p=0,011

Tabelle 34: Signifikanzen beim Vergleich der Abstandsdifferenzen (Δ in mm) im ISG innerhalb einer Gruppe zwischen dem ersten Delta Wert zu 100 N und allen anderen Delta Werten mittels One Way Repeated Measures Analysis of Variance (ANOVA), bei der SLDCP Gruppe mit dem post hoc Test nach der Dunnett-Methode, rot markiert sind alle signifikanten Unterschiede mit $p < 0,05$

11. Publikationen

Co-authored Paper:

A novel press-fit minimally-invasive symphysiodesis technique

Authors: Sascha J. Hopp, Antonius Pizanis, Jeremy Briem, **Jill Hahner**, Laura
Mettelsiefen, Steven C. Herath, Tina Histing, Tim Pohlemann and Tobias Fritz

Journal: Journal of Experimental Orthopaedics 2020 7:67

Link: <https://doi.org/10.1186/s40634-020-00284-0>

Co-authored Paper:

A novel minimally invasive and press-fit method for symphysiodesis — a biomechanical analysis

Authors: Tobias Fritz, Marcel Orth, Sascha J. Hopp, Jeremy Briem, **Jill Hahner**, David
Osche, Tim Pohlemann and Antonius Pizanis

Journal: Journal of Experimental Orthopaedics 2023 10:98

Link: <https://doi.org/10.1186/s40634-023-00660-6>

12. Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle bei all denen bedanken, die mir auf dem Weg zur Fertigstellung dieser Arbeit geholfen und mich begleitet haben.

Mein Dank geht an meinen Betreuer PD Dr. med. Tobias Fritz, der mich bei der praktischen Umsetzung dieser Studie und bei der Durchführung der Versuche unterstützt hat und an meinen Doktorvater PD Dr. med. Antonius Pizanis, der mir immer für einen Rat zur Seite stand und insbesondere bei der Verschriftlichung dieser Arbeit eine große Hilfe war.

Außerdem danke ich dem gesamten Team der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes unter der Leitung von Professor Dr. med. Tim Pohlemann für die tolle Zusammenarbeit, sowohl im Rahmen dieser Studie als auch in meinem Praktischen Jahr.

Des Weiteren geht mein Dank an Professor Dr. med. Thomas Tschernig aus dem Institut für Anatomie, Zellbiologie und Entwicklungsbiologie für die Bereitstellung von Körperspenden für den experimentellen Teil dieser Arbeit und an Dr. med. Jonas Stroeder aus den Kliniken für Radiologie für die Durchführung der Computertomografien im Rahmen der Studie.

Zuletzt möchte ich meiner Familie und meinem Freund dafür danken, dass sie immer hinter mir gestanden haben und an mich geglaubt haben.

13. Lebenslauf

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