

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

**Additive Stabilisierungsverfahren bei Arthrodeese der
Symphyse - eine biomechanische Analyse**

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

2025

vorgelegt von: Jasmin Keßler
geb. am: 08.01.1999 in Mönchengladbach

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

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	3
Abkürzungsverzeichnis.....	6
1 Zusammenfassung	8
1.1 Summary.....	10
2 Einleitung.....	12
3 Grundlagen	14
3.1 Anatomie des Beckens.....	14
3.2 Beckenfrakturen: Epidemiologie	17
3.3 Beckenfrakturen: Prognose.....	17
3.4 Beckenfrakturen: Unfallmechanismus und Verletzungsmuster.....	17
3.5 Diagnostik	19
3.6 Beckenfrakturen: Klassifikationen	22
3.6.1 Fragility Fractures of the pelvis Klassifikation (FFP-Klassifikation).....	23
3.7 Chronische Instabilität der Symphyse.....	25
3.8 Knochenheilung.....	27
3.9 Ligamentärer Heilungsprozess	29
3.10 Konservative Therapie der vorderen Beckenringinstabilität	31
3.11 Interfragmentäre Kompression und Schienung.....	31
3.12 Prinzip der Winkelstabilität.....	32
3.13 Arthrodesse der Symphyse (Symphysiodese).....	33
3.14 Zielsetzung.....	34
3.15 Fragestellung	35
4 Material und Methodik.....	36
4.1 Material	36
4.1.1 Beckenmodell.....	36
4.1.2 Implantate.....	37
4.1.2.1 Winkelstabiles Plattensystem.....	37

4.1.2.2	Dynamische Kompressionsplatte	38
4.1.2.3	FiberTape® Cerclage System.....	39
4.1.3	Messsystem.....	40
4.1.3.1	Universalprüfmaschine.....	40
4.1.3.2	I-Scan System	40
4.1.3.3	Kraftsensorfolie.....	40
4.1.3.4	Software.....	41
4.1.3.5	3-D optisches System.....	42
4.1.4	Sonstige Materialien.....	43
4.2	Methodik	47
4.2.1	Versuchsvorbereitung	47
4.2.2	Zweibeinstandmodell	50
4.2.3	Einbeinstandmodell	50
4.2.4	Versuchsaufbau	50
4.2.5	Versuchsablauf.....	52
4.2.6	Messparameter	57
4.2.7	Statistik	58
5	Ergebnisse.....	59
5.1	Kraftsensorfolien.....	59
5.1.1	Kompressionskraft.....	61
5.1.2	Kontaktfläche.....	65
5.1.3	Segmentale Auswertung.....	70
5.1.3.1	Segmentale Kompressionskraft.....	71
5.1.3.2	Segmentale Kontaktfläche.....	75
5.2	3D optische Analyse.....	80
6	Diskussion.....	83
6.1	Diskussion der Methoden	83
6.2	Diskussion der Ergebnisse.....	86
7	Fazit	91
8	Literaturverzeichnis.....	92
9	Abbildungsverzeichnis	99
10	Tabellenverzeichnis.....	101

11 Danksagung.....	102
12 Lebenslauf.....	103

Abkürzungsverzeichnis

°	Grad
%	Prozent
2-D	zweidimensional
3-D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
AVI	Audio Video Interleave
cm	Zentimeter
cm ²	Quadratcentimeter
CT	Computertomografie
DCP	dynamic compression plate
EB	Einbeinstand
FAST	Focus Assessment with Sonography for Trauma
eFAST	extended Focus Assessment with Sonography for Trauma
FFP	Fragility Fractures of the pelvis
Fmax	maximale Kraft
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
Inc.	Incorporated
ISG	Iliosakralgelenk
LCP	locking compression plate
M	Mittelwert
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Newton
OTA	Orthopaedic Trauma Association
PC	personal computer
PDGF	platelet- derived growth factor
p-Wert/p	Signifikanzwert
S.	Seite
SD	Standardabweichung
SI-Schraube	iliosakrale Schraube
SLDCP	small limited dynamic compression plate
TEP	totale Endoprothese

TM	trade mark
TGF- β	Transforming growth factor- beta
USB	universal serial bus
ZB	Zweibeinstand

1 Zusammenfassung

Die chronische Instabilität der Symphyse ist ein seltenes Krankheitsbild, mit wenigen Fällen, selbst in großen, spezialisierten Zentren. Diese kann nach Trauma, Infektionen oder vorangegangenen Operationen auftreten [75].

Das häufigste Symptom dieser sind Schmerzen, welche häufig in einer reduzierten Mobilität resultieren [34,75]. Aufgrund der chronischen Veränderungen führt eine isolierte Plattenosteosynthese der Symphyse oft nicht zum gewünschten Erfolg, sodass dann eine Arthrodesen der Symphyse notwendig wird. Hierbei wird ein trikortikaler Span in den Symphysenspalt transplantiert und durch eine Symphysenplatte und gegebenenfalls eine weitere ventrale additive Platte, einer sogenannten „Bumper“-Platte stabilisiert [34,68,75]. Die angewendete „Bumper“-Platte erfordert meist eine größere Exposition, welches im Verlauf zu vermehrten perioperativen Komplikationen, wie zum Beispiel Wundheilungsstörungen führen kann [81]. Um dies weiter zu minimieren, werden aktuell neue minimalinvasive Methoden zur Versorgung entwickelt.

Die hier durchgeführte experimentelle Studie befasst sich mit dem Vergleich von drei verschiedenen Stabilisierungsmethoden der Symphysiodese. In der Kontrollgruppe wurde die Symphysiodese mit einer singulären 10° vorgebogenen 3,5 mm Symphysenplatte osteosynthetisch versorgt. In Versuchsgruppe 1 wurde die Symphysiodese durch ein weiteres bereits etabliertes Verfahren aus 10° vorgebogener 3,5 mm Symphysenplatte und additiver ventraler „Bumper“-Platte stabilisiert. In der Versuchsgruppe 2 wurde eine neue Osteosynthesekombination aus 10° vorgebogener 3,5 mm Symphysenplatte mit FiberTape® Cercalge System getestet.

Diese drei Osteosyntheseverfahren der Symphysiodese wurden biomechanisch in Bezug auf die Bewegung im Raum, die Kompressionskraft, sowie die Kompressionsfläche mittels einer zyklischen axialen Belastung in Zweibein- und Einbeinstand untersucht. So konnten die Stabilität und Qualität der drei Osteosyntheseverfahren suffizient dargestellt werden.

Um eine noch genauere Beurteilung der Stabilisierungsmethoden zu gewährleisten, wurde zusätzlich eine segmentale Analyse (kranial, medial, kaudale) der Parameter Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt durchgeführt.

Die Versuche erfolgten an künstlichen Beckenmodellen (Synbone® Typ 4060). Jedes Beckenmodell wurde für die Versuchsreihe standardisiert versorgt und jeweils im gleichen Versuchsablauf untersucht. Mit Hilfe einer verwendeten Kraftsensorfolie konnte in Echtzeit die Kraft im Symphysenspalt, als auch die Kompressionsfläche zu definierten Messpunkten detektiert werden. Die Stabilität der entsprechenden Osteosynthesekombination konnte durch das OptiTrack-Motion-Capture System (Prime^x 13 Serie, Firma OptiTrack, Corvallis, Oregon, USA) beurteilt werden. Die axiale Belastung erfolgte zyklisch. Der Ausgangswert lag bei einer Belastung von 50 Newton. Die maximale Belastung lag bei 400 Newton. Zwischen den jeweiligen Zyklen wurde immer wieder auf die Ausgangsbelastung entlastet.

Die drei verschiedenen Symphysiodesemethoden zeigten während der gesamten experimentellen Studie eine ausreichende Stabilität. Die Qualität der Osteosyntheseverfahren stellte sich unterschiedlich dar. Insgesamt zeigte die neue Methode mittels Symphysenplatte und Cerclage ein Vorteil in der biomechanischen Analyse gegenüber den anderen Verfahren. Dies ermöglicht einen Vorteil insbesondere auch in der Behandlung von Symphysiodesen im klinischen Alltag in Hinblick auf eine bessere radiologische Darstellbarkeit bei leicht überlegener biomechanischer Stabilität.

1.1 Summary

Chronic instability of the symphysis is a rare condition, with few cases even in large, specialized centers. It can occur after trauma, infection, or previous surgery [75].

The most common symptom is pain, which often results in reduced mobility [34,75]. Due to the chronic changes, isolated plate osteosynthesis of the symphysis often does not lead to the desired success, making arthrodesis of the symphysis necessary. In this procedure, a tricortical graft is transplanted into the symphysis gap and stabilized by a symphysis plate and, if necessary, an additional ventral plate, a so-called “bumper”-plate [34,68,75]. The “bumper”-plate used usually requires greater exposure, which can lead to increased perioperative complications, such as wound healing disorders [81]. To further minimize this, new minimally invasive methods of treatment are currently being developed.

The experimental study conducted here compares three different methods of stabilizing symphysiodesis. In the control group, symphysiodesis was treated osteosynthetically with a single 10° pre-curved 3.5 mm symphysis plate. In test group 1, symphysiodesis was stabilized using another established method involving a 10° pre-curved 3.5 mm symphysis plate and an additional ventral “bumper”-plate. In experimental group 2, a new osteosynthesis combination consisting of a 10° pre-curved 3.5 mm symphysis plate with FiberTape® Cercalge System was tested.

These three osteosynthesis procedures for symphysiodesis were examined biomechanically in terms of movement in space, compression force, and compression area using cyclic axial loading in a two-leg and one-leg stance. This allowed the stability and quality of the three osteosynthesis procedures to be sufficiently demonstrated.

In order to ensure an even more accurate assessment of the stabilization methods, a segmental analysis (cranial, medial, caudal) of the parameters compression force and contact area in the symphysis gap was also performed.

The tests were performed on artificial pelvic models (Synbone® Type 4060). Each pelvic model was standardized for the test series and examined using the same test procedure.

With the aid of a force sensor foil, the force in the symphysis gap and the compression area at defined measuring points could be detected in real time. The stability of the corresponding osteosynthesis combination was assessed using the OptiTrack motion capture system (Primex 13 series, OptiTrack, Corvallis, Oregon, USA). The axial load was applied cyclically. The initial value was a load of 50 newtons. The maximum load was 400 newtons. Between each cycle, the load was repeatedly reduced to the initial load.

The three different symphysis fixation methods demonstrated sufficient stability throughout the experimental study. The quality of the osteosynthesis procedures varied. Overall, the new method using symphysis plate and cerclage showed an advantage in biomechanical analysis compared to the other procedures. This offers a particular advantage in the treatment of symphysiodesis in everyday clinical practice in terms of better radiological visualization with slightly superior biomechanical stability.

2 Einleitung

Bei der chronischen anterioren Beckeninstabilität handelt es sich meist um eine pathologische Beweglichkeit im Bereich der Symphyse.

Die Instabilität der Symphyse hat zur Folge, dass Patienten unter Schmerzen leiden und in ihrer Mobilität erheblich eingeschränkt sind [34]. Die Ursachen für die Entstehung einer solchen Instabilität sind vielfältig. So kann sie eine Folge der hormonell bedingten Lockerung der pelvinen Bänder im Rahmen einer Schwangerschaft oder einer Entbindung sein, oder aber auch durch lokale Infektionen entstehen [75]. Traumatisch bedingt können Frakturen oder frühere Operationen letztendlich zu einer Instabilität des Beckenrings führen [75].

Beckenfrakturen treten mit einer geringen Häufigkeit von 3-8% [70] auf, weisen aber durch hämorrhagischen Schock und Blutungen eine erhöhte Mortalität auf [13]. So ist es besonders wichtig, die Region des Beckenrings mit klinisch erprobten, verlässlichen Implantaten und Operationstechniken zu versorgen, um ein möglichst optimales Ergebnis zu erreichen. Auf Grund dessen haben sich über die Jahre zuverlässige Osteosynthesetechniken in verschiedenen Regionen des Beckens entwickelt. Im Bereich der Symphyse soll durch die Standardmethode der Plattenosteosynthese eine möglichst große Kontaktfläche, sowie Kompressionskraft erreicht werden. Um dies zu erreichen, verwendet man heute Plattensysteme, die an die Anatomie des vorderen Beckenrings angepasst sind und die Möglichkeit der Winkelstabilität bieten [72].

Doch trotz alldem gibt es Patienten, bei denen das Ziel der schmerzfreien Bewegung nach der Versorgung mit einer Plattenosteosynthese, nicht erreicht wird [34]. In diesen speziellen Fällen bietet die Arthrodesen der Symphyse (Symphysiodese) häufig die letzte Option, um eine Beschwerdeverbesserung zu erreichen. Üblicherweise wird bei diesem Vorgang ein Teil des Discus interpubicus, sowie ein Teil des knöchernen Schambeins entfernt. Der sich dadurch bildende Spalt wird durch einen trikortikalen Span aus dem Beckenkamm ersetzt, und durch eine kraniale Platte oder durch eine kraniale Platte und eine ventrale Platte, einer sogenannten „Bumper“-Platte stabilisiert [34]. Um die Rate an Infektionen, aber auch an Wundheilungsstörungen zu senken, sucht man nach einer Möglichkeit der minimal invasiven Versorgungstechnik im Sinne der Arthrodesen der Symphyse. Dies wird bereits in der Literatur erwähnt, jedoch noch nicht in einer biomechanischen Studie geprüft.

In dieser experimentellen Studie werden die beiden Standardmethoden der Symphysiodese mit einer potenziell minimal-invasiven Technik verglichen, bei der die Stabilisierung durch eine kraniale Platte und durch eine Cerclage erreicht wird. Die Cerclage wird dabei jeweils zweimal durch die beiden Foramina obturatoria gewickelt und ventral verschlossen.

Der Vergleich zur operativen Versorgung der Symphyseninstabilität wird an anatomisch realistischen Beckenmodellen (Synbone®; Malans, Schweiz) durchgeführt. Dabei werden die Parameter Kompressionskraft, Kompressionsfläche, Kontaktflächenverteilung und Kraftzentrumswanderung, sowie die Stabilität der Versorgungsart unter einer zyklischen axialen Belastung beurteilt. Dazu wird eine Sensorfolie in den Symphysenspalt eingebracht, die per Computer analysiert wird (Tekscan Inc., 307 West First Street, South Boston, MA). Dieses Verfahren hat sich bereits in vorherigen Studien bewährt [10,13,15].

Um die Stabilität der Versorgungsart zu bewerten, wurde als Parameter die Bewegung der Beckenhälften zueinander beobachtet. Der Fokus liegt dabei im Bereich der Symphyse. Erfasst wurden die Daten mithilfe des OptiTrack-Motion-Capture (Prime^x 13 Serie, Firma OptiTrack, Corvallis, Oregon, USA).

3 Grundlagen

3.1 Anatomie des Beckens

Das Becken ist eine ringförmige Struktur, welche aus dem Os sacrum (Kreuzbein) und dem paarigem Os coxae (Hüftbeinen) besteht. Das Os coxae setzt sich dabei jeweils aus 3 Knochen zusammen. Dem Os illium (Darmbein) kranial, dem ventral/kaudal gelegenen Os pubis (Schambein), und dem dorsal/kaudal gelegenen Os ischii (Sitzbein). Diese 3 Knochen treffen im Acetabulum (Hüftgelenkpfanne) in Form der Y-Fuge zusammen. Über das Os sacrum ist das Becken fest mit der Wirbelsäule verbunden. Innerhalb des Beckenrings wird im dorsalen Bereich das Os sacrum beidseitig mit dem Os coxae über die Iliosakralgelenke verbunden. Im ventralen Bereich des Beckens sorgt die Symphyse, als Verbindung der beiden Ossa Coxae für den Ringschluss [3].

Die Symphysis pubica (Symphyse) ist eine feste Verbindung aus Faserknorpel (Synarthrose). Die Symphyse besteht aus dem Discus interpubicus, welcher im kranialen Bereich in das Ligamentum pubicum superius und im kaudalen Bereich in das Ligamentum pubicum inferius übergeht [3]. Zentral im Discus interpubicus befindet sich ein mit Flüssigkeit gefüllter Spalt, die Cavitas symphysialis [63]. Physiologisch ist die Bewegung der Symphyse sehr starr, so ist eine Verschiebung bis zu 2 mm und eine Drehung bis zu 1° möglich [5]. Die Breite der Symphysis pubica wird nicht eindeutig definiert, da sie von multiplen Faktoren abhängig ist. Dabei spielt unter anderem das Geschlecht eine Rolle und gegebenenfalls die Anzahl an Gravidität. Die durchschnittliche Breite, die anhand von bildgebenden Studien ermittelt wurde, liegt bei nulliparen Frauen bei 2,6 mm, bei multiparen Frauen bis zu 12,6 mm [5]. Der Discus interpubicus wird versorgt durch einen Ast der Arteria obturatorica, sowie einem Ast der Arteria epigastrica inferior [5].

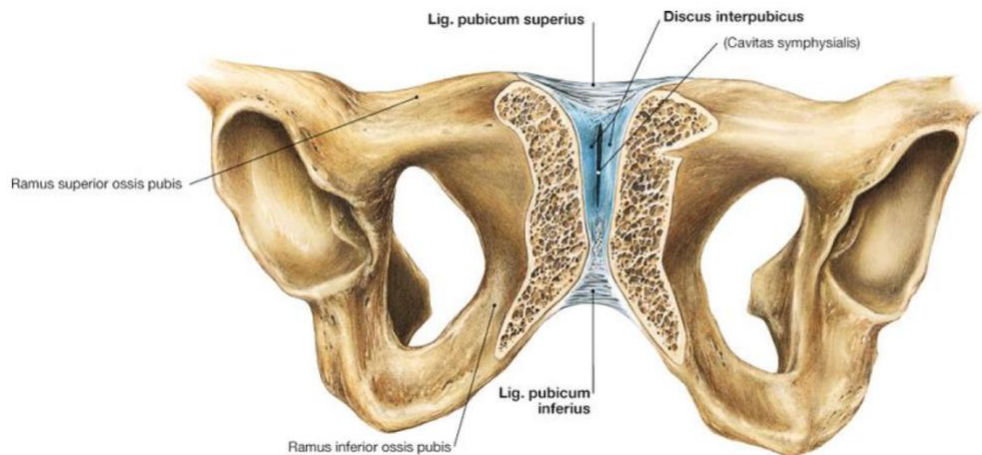


Abb.1 Frontalschnitt durch die Symphse - Sobotta „Atlas der Anatomie des Menschen“, 23.A, Elsevier GmbH, München, 2010

Das Iliosakralgelenk ist eine Amphiarthrose, die durch einen straffen Bandapparat gekennzeichnet ist und auf Grund dessen nur eine geringe Mobilität zulässt. Im ISG artikulieren die Facies auriculares von Os ilium und Os sacrum miteinander. Der Bandapparat besteht aus den Ligamenta sacroiliaca anteriora, posteriora und interosae. Funktionell sorgen diese kurzen, kräftigen Bänder für die Verankerung von Os coxae und Os sacrum. Dorsal des Iliosakralgelenkes befindet sich das Ligamentum sacrotuberale. Es bildet eine dreieckige Struktur, welche die Basis am kaudalen Teil des Os sacrum und die Spitze am Tuber ischiadicum aufweist. Das Ligamentum sacrospinale liegt ebenfalls dorsal am Beckenring. Es gewährleistet eine Verbindung zwischen dem dorsalen Kreuzbein und der Spina ischiadica und trennt die Foramina ischiadica majus und minus. Kranial des ISG befindet sich das Ligamentum iliolumbale. Es verbindet die Crista iliaca dorsal mit dem Processus costalis des 5. Lendenwirbels [3].

Die Funktion dieses Knochenverbundes besteht darin das Gewicht der suprapelvinen Körpermasse über die Hüftgelenke auf die untere Extremität zu übertragen und einen aufrechten Gang zu ermöglichen. Betrachtet man die Biomechanik des Beckens im Stehen, kann beobachtet werden, dass die Last des Oberkörpers über die Iliosakralgelenke übergeleitet wird und Druck auf den Femurkopf ausübt. Daraus resultiert ein beidseitiger Zug nach lateral auf die Symphyse, welche sich dadurch „öffnet“ [1]. Im Gegensatz dazu beobachtet man im Einbeinstand, welcher phasenweise im Gehen vorliegt, eine Druckzunahme auf den Discus interpubicus. Im Einbeinstand wird dabei die größte Kraft auf den kaudalen Bereich des Discus interpubicus übertragen [3].

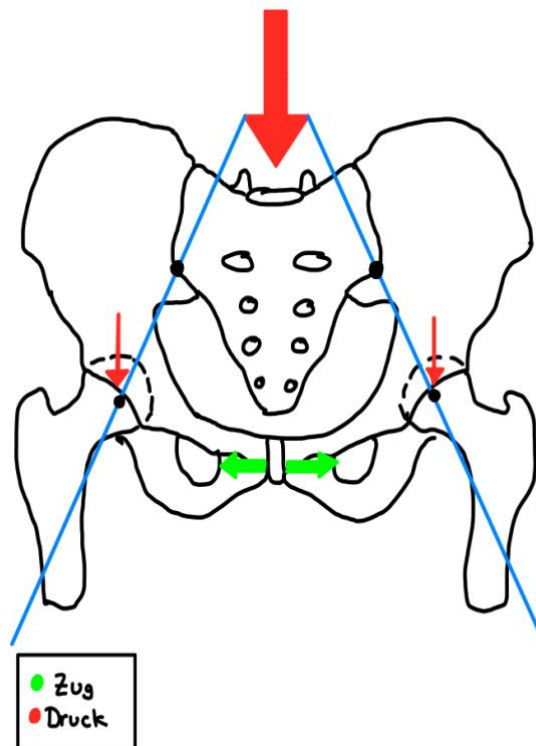


Abb.2 Schematische Darstellung der Belastung der Symphyse beim Zweibeinstand nach Aumüller et al., „Duale Reihe Anatomie“, 2.A, Thieme, Stuttgart, 2004

3.2 Beckenfrakturen: Epidemiologie

Beckenfrakturen treten mit einer Häufigkeit von 3-8 % auf [70]. Im Zusammenhang mit einem Polytrauma kann die Häufigkeit sogar auf über 25 % ansteigen [11].

In Hinsicht auf den Unfallmechanismus setzt sich die Risikogruppe für instabile und schwere Beckenverletzungen im Rahmen eines Polytraumas aus jungen Menschen zusammen, die vermehrt männlich sind. Das durchschnittliche Alter dieser Risikogruppe liegt bei 35 Jahren mit einem etwa 75%igen Anteil an Männern [56].

Ein weiterer Häufigkeitsgipfel ist im Lebensalter über 60 Jahre zu beobachten, hier sind vermehrt weibliche Personen betroffen, die sich im Rahmen eines Sturzes eine Insuffizienzfraktur zuziehen [62,64]. Eine Insuffizienzfraktur des Beckens bezeichnet eine osteoporotisch bedingte Beckenfraktur. Die Inzidenz dieser Gruppe liegt bei 224 pro 100.000 Einwohner jährlich [64]. Kinder erleiden im Vergleich zu Erwachsenen eher selten Beckenfrakturen [29].

3.3 Beckenfrakturen: Prognose

Die Mortalität bei Beckenverletzungen liegt zwischen 8-15 %, abhängig von aktiver Blutung, beziehungsweise Begleitverletzungen [38]. Bei instabilen Beckenverletzungen, die mit 72 % die Mehrzahl ausmachen, steigt die mittlere Sterberate auf 23,7 % [56]. Ursächlich dafür ist ihre hohe Korrelation mit Blutungen, aufgrund der hohen intrapelvinen Gefäßplexusdichte und die oft einhergehenden Begleitverletzungen peripelviner Weichteile, des Thorax und des Abdomens. Durch die Korrelation von Beckenfrakturen und retroperitonealer oder intrapelviner Massenblutungen, tritt die Hälfte der Todesfälle bereits innerhalb der ersten 24 Stunden nach der Verletzung auf [23]. Bei Insuffizienzfrakturen liegt die Gesamtmortalität bei 30 % [62].

3.4 Beckenfrakturen: Unfallmechanismus und Verletzungsmuster

In der Kategorie des Unfallmechanismus unterscheidet man im Bereich der Beckenfrakturen zwischen den sogenannten Hochrasanztraumata und den Niedrigrasanztraumata [23]. Die meisten Beckenverletzungen resultieren aus den Hochrasanztraumata, wie bei einem Verkehrsunfall oder einem Sturz aus großer Höhe [18]. Durch die hohe Energie, die beim Unfallmechanismus erzeugt wird, kommt es im Rahmen der Hochrasanztraumata häufig zu zusätzlichen knöchernen-, sowie Weichteilverletzungen [23]. Mit einer Häufigkeit von 40,5 % ist der Aufprall der häufigste Grund für eine Verletzung in dieser Kategorie, gefolgt von Einklemmungen mit 32,5 % und Überrolltraumata (27 %) [23].

Ursächlich für die Niedrigrasanztraumata sind Stürze aus dem Bett oder aus dem Stand. Sie treten bei älteren Patienten auf und sind auf osteoporotische Knochen zurückzuführen [23]. Beckenfrakturen, die mit schweren Weichteilverletzungen im Bereich des Beckens einhergehen, werden als komplexe Beckentraumata definiert [90]. Diese gehen mit einer hohen Sterblichkeit einher. Die traumatische Hemipelvektomie, erreicht mit einer Sterblichkeitsrate von bis zu 60 % den höchsten Wert [90].

3.5 Diagnostik

Die Basisdiagnostik, bei einem Verdacht auf eine Beckenfraktur, setzt sich aus der Anamnese, der klinischen Untersuchung, sowie einem bildgebenden Verfahren zusammen. Die Anamnese kann Informationen über den Unfallmechanismus und das Verletzungsmuster bringen. Diese Informationen können durch den Patienten selbst, falls dieser ansprechbar ist, oder durch das Rettungspersonal eingeholt werden [51]. Da offensichtliche Verletzungszeichen häufig fehlen, ist die Anamnese umso bedeutender, um Kenntnisse über den Unfallmechanismus zu erlangen und so präklinisch bereits Hinweise auf das Vorhandensein und die Schwere der Verletzung zu schließen [71].

Anschließend sollte im Rahmen der Notfallversorgung des Patienten eine körperliche Untersuchung durchgeführt werden. Dabei ist zu beachten, dass es sich um eine einmalige klinische Untersuchung durch einen erfahrenen Untersucher handelt, um mögliche Blutungen durch Dislokationen nicht zu verstärken [23].

Zur Diagnostik von Beckenringverletzungen werden drei standardisierte Röntgenaufnahmen des Beckens durchgeführt. Eine Beckenübersichtsaufnahme im a.p.-Strahlengang, eine Inlet-Aufnahme, bei der die Röntgenröhre um 35- 40° nach kranial gekippt wird und eine Outlet-Aufnahme mit einer um 35- 40° gekippten Röntgenröhre nach kaudal [85]. Durch die Inlet-Aufnahme kann insbesondere eine ventrodorsale Verschiebung des Beckenrings beurteilt werden, wohingegen die Outlet-Aufnahme die Beurteilung einer kraniokaudalen Verschiebung erlaubt. Zudem können auch Verletzungen gut in dieser Ebene beurteilt werden [85].

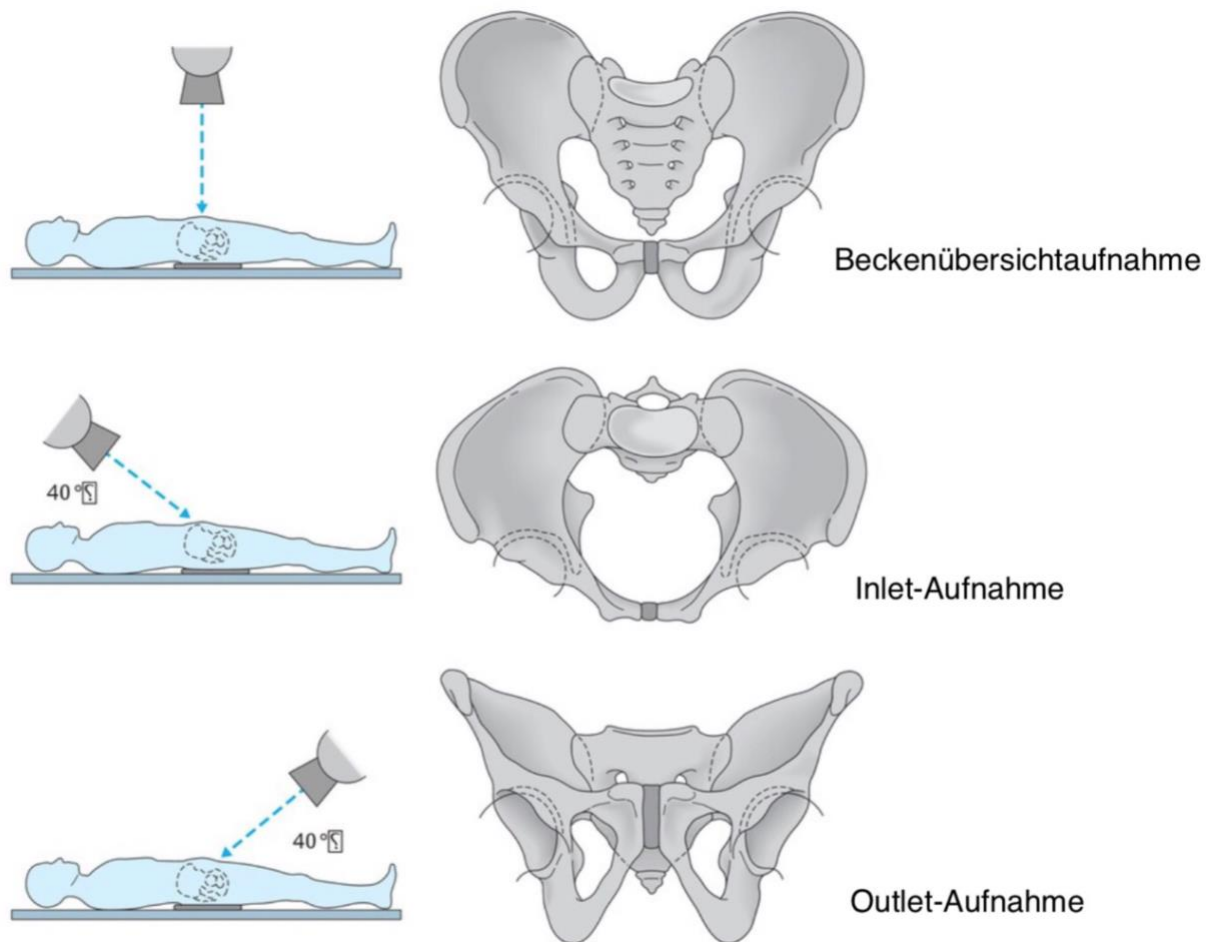


Abb.3 Röntgendiagnostik bei Verdacht auf Beckenringfraktur nach Tschauner C., „Orthopädie und orthopädische Chirurgie- Becken, Hüfte“, 1.A., Thieme, Stuttgart, 2004

Um eine intraabdominelle Blutung zu diagnostizieren kann ein Focus Assessment with Sonography for Trauma (FAST) bzw. das extended FAST (eFAST) angewendet werden [23,85]. Dabei ist zu beachten, dass im Rahmen einer Beckenringfraktur mit dorsaler Instabilität ein retroperitoneales Hämatom entsteht. Dieses darf nicht als freie intraabdominelle Flüssigkeit fehlinterpretiert werden [85].

Des Weiteren kann durch Anlage eines Blasenkatheters eine Verletzung der Blase oder der Harnröhre durch einen Blutaustritt erkannt werden. Hier sollte eine retrograde Darstellung von Harnröhre und Harnblase erfolgen, um eine Verletzung auszuschließen [23,85].

Ergänzend zur Röntgendiagnostik wird eine computertomografische Untersuchung durchgeführt, da hierdurch Frakturen beurteilt werden können. Das CT ermöglicht es auch Blutungen im Beckenbereich darzustellen. Außerdem kann eine 3-D Rekonstruktion durchgeführt werden, dies ermöglicht eine Planung der Repositions- und Osteosynthese [23,85]. Durch eine MRT können Begleitverletzungen des Weichteilgewebes besser beurteilt werden, diese eignet sich jedoch nicht für die Primärdiagnostik [85]. Besteht der Verdacht einer arteriellen Blutung, kann gegebenenfalls eine interventionelle Angiographie notwendig werden [86].

3.6 Beckenfrakturen: Klassifikationen

Beckenringverletzungen werden anhand des Systems der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) klassifiziert [62,86,89]. Die AO- Klassifikation gleicht in weiten Teilen der Klassifikation der „Orthopaedic Trauma Association“ (OTA). Anhand der AO-/ OTA-Klassifikation werden die Frakturen in drei große Gruppen unterteilt. Dabei werden der Grad und die Richtung der Instabilität berücksichtigt. Beckenverletzungen werden nach Typ A, B oder C Verletzungen gruppiert [62]. Die drei Hauptgruppen der AO-Klassifikation werden in verschiedene Subgruppen unterteilt, je nach Frakturform, betroffener Struktur und Schwere der Verletzung. Dazu prägen die Begriffe Stabilität und Instabilität die Klassifikation [18,23,62,86,89].

Typ-A: Beckenfrakturen mit dorsaler Stabilität, minimale Dislokation:

- A1: Abrissfrakturen des Beckenrandes (Spina iliaca anterior superior, Spina iliaca anterior inferior, Tuber ossis ischi)
- A2: Frakturen der Beckenschaufeln und Schambeinäste, ohne Dislokation
- A3: Querfrakturen des Sakrum und des Os coccygis

Typ-B: Beckenfrakturen, welche eine rotationsinstabile Verletzung des Beckenrings aufweisen, vertikale Stabilität bleibt erhalten.

Die Typ B Verletzung ist eine häufige Folge von einer lateralen oder anteroposterioren Krafteinwirkung.

- B1: Symphysensprengung („Open-book-injury“) durch Außenrotation
- B2: laterale Kompressionsverletzung durch Innenrotation
- B3: Bilaterale Außen- oder Innenrotationsverletzung

Typ-C: Beckenfrakturen, die eine rotations- und vertikal instabile Verletzung des Beckenrings aufweisen. Vertikale Scherkräfte verursachen eine vollständige Ruptur des hinteren Beckenrings.

C1: einseitig vertikal instabile Verletzung

C2: Einseitige vertikale Instabilität und horizontal instabile C- Verletzung auf der Gegenseite

C3: beidseitig vertikal instabile C-Verletzung

[23,62,86,91,92].

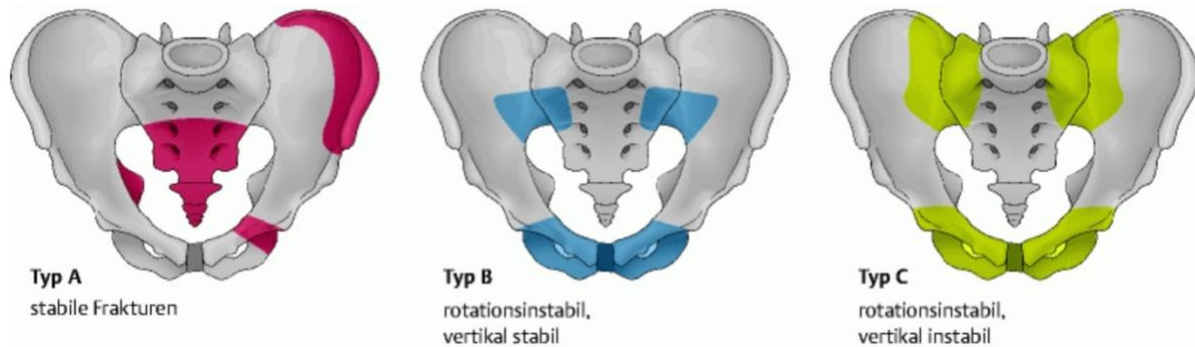


Abb.4 AO-Klassifikation der Beckenringfraktur nach Winking M., „Die Wirbelsäule“, 1.A., Thieme, Stuttgart, 2017

Mit einer Häufigkeit von 39,7 % kommen die Typ B Verletzungen vor, knapp dahinter liegen die Verletzungen von Typ A mit 39,1 %. Die Typ-C Verletzung tritt insgesamt am seltensten auf (21,2 %), bringt aber die höchste Mortalitätsrate mit sich [12].

3.6.1 Fragility Fractures of the pelvis Klassifikation (FFP-Klassifikation)

Insuffizienzfrakturen sind bedingt durch eine Abnahme der Knochenmineraldichte, welches zum Beispiel im Rahmen der Osteoporose auftritt. Beobachtet wird eine steigende Häufigkeit in der Bevölkerung. Am häufigsten sind dabei weibliche Patienten betroffen, die älter als 80 Jahre sind [36,78,79]. Durch die Abnahme der Knochenmineraldichte nimmt der Widerstand des Beckens gegenüber äußeren Kräften ab. Für die Insuffizienzfrakturen des Beckens existiert eine gesonderte Klassifikation, die erstmals im Jahre 2013 publiziert wurde [77]. Dabei werden die Frakturen in 4 Hauptgruppen eingeteilt.

FFP I: isolierte Frakturen des vorderen Beckenrings

FFP II: nicht verschobene Verletzungen vom hinteren Beckenring

FFP III: unilateral verschobene Verletzungen vom hinteren Beckenring

FFP IV: bilateral verschobene Verletzungen vom hinteren Beckenring

[80].

Patienten mit einer Insuffizienzfraktur des Beckens leiden unter Bewegungseinschränkungen und starken Schmerzen [79]. Durch die Assoziation von Insuffizienzfrakturen des Beckens mit dem hohen

Lebensalter steht bei den Patienten häufig eine Gebrechlichkeit und eine gewisse Multimorbidität im Vordergrund. Auf Grund dessen müssen chirurgische Eingriffe bei diesen Patienten sorgsam und individuell indiziert werden [79].

3.7 Chronische Instabilität der Symphyse

Eine chronische Instabilität im Bereich der Symphyse zeigt sich durch einen pathologischen Bewegungsumfang des anterioren Teil des Beckenrings. Hierbei ist die chronische Instabilität der Symphyse grundsätzlich ein seltenes Erkrankungsbild, wobei die Epidemiologie abhängig von der Ursache und der entsprechenden Patientengruppe ist.

Eine chronische anteriore Beckeninstabilität kann durch multiple Faktoren entstehen. So kann sie zum einen posttraumatisch durch vorherige Operationen, Symphysenrupturen im Zusammenhang mit Beckenringfrakturen, oder Arthrose auftreten. Zum anderen kann sie aber auch Folge von nichttraumatischen Ereignissen, wie einer Osteitis pubis, einer Entbindung, oder einer sportlichen Überbelastung mit wiederholten Mikrotraumata sein [34].

In Zusammenschau von Ursache und Epidemiologie zeigt sich bei schwangerschafts- und geburtsbedingten Fällen eine Lockerung der Symphyse bei etwa 1 von 300 Schwangerschaften. Eine Ruptur der Symphyse tritt nur in 0,03-0,3 % der Fälle auf [44]. Die chronische Symphyseninstabilität aufgrund einer Osteitis pubis zeigt eine Inzidenz von 0,5–7 %, wobei diese chronische Symphyseninstabilität gehäuft bei Fußballspielern auftritt [45].

Die häufigste Ursache der chronischen Symphyseninstabilität ist die traumatisch bedingte Instabilität. 3-5 % der Personen, welche eine Beckenfrakturen erleiden, sind im Nachgang von einer chronischen Symphyseninstabilität betroffen [21,55,15].

Die Instabilität führt bei den betroffenen Patienten zu Schmerzen, sowie zu Bewegungseinschränkungen [34]. Die Schmerzen sind dabei vor allem im Bereich der Symphyse, sowie der Leiste lokalisiert und nehmen bei körperlicher Aktivität oder Palpation an Intensität zu [75]. Die Bewegungseinschränkungen beziehen sich bei den meisten Patienten auf eine eingeschränkte Fähigkeit der Rotations- und Abduktionsbewegung der Beine.

Zudem klagen Betroffene bei einer bereits länger bestehenden Beschwerdesymptomatik über bestehende Schmerzen in Ruhe und im Stand. Des Weiteren kann es zu einem Gefühl von Instabilität und Schmerzen vor allem beim Einbeinstand kommen [59].

Die ausführliche Diagnostik der chronischen Symphyseninstabilität besteht aus der Kombination von klinischer Untersuchung des Patienten und bildgebenden Maßnahmen. Ein klinischer Hinweis ist das Auftreten von den typischen Schmerzen im Symphysenbereich in Kombination mit Schmerzen im Iliosakralgelenk oder den Adduktoren. Ein konventionelles Röntgenbild kann eine vertikale oder horizontale Verschiebung im Bereich der Symphyse zeigen. Verschiebungen über 5 mm werden hier als pathologisch gewertet. Für eine Provokation der Instabilität kann ein Röntgenbild im Einbeinstand durchgeführt werden. Zudem kann die Bildgebung durch eine MRT oder eine Sonografie ergänzt werden [31,59].

Zur Behandlung der chronischen Symphyseninstabilität existieren konservative und operative Therapieansätze.

Die konservative Therapie besteht aus „Core exercising“ und physiotherapeutischen Maßnahmen zur Kräftigung der angrenzenden Muskulatur. Zudem kann eine analgetische Therapie durchgeführt werden, sowie Applikationen von Injektionen in dem Bereich der Symphyse mittels Lokalanästhetika oder Kortisonpräparaten.

Bleibt der Therapieerfolg durch die konservativen Maßnahmen aus sind operative Therapiemaßnahmen indiziert. Das operative Procedere besteht meist aus der Versorgung mittels einer Plattenosteosynthese. Das Standardverfahren ist die Versorgung durch eine ventrale Plattenosteosynthese [31].

Als Alternativverfahren kann eine Kombination des Standardverfahrens mit einer „Bumper“-Platte erfolgen [21].

Allgemein steht die chronische vordere Beckeninstabilität oft mit einem unzureichend zufriedenstellenden Ergebnis in Zusammenhang, da die Plattenstabilisierung bei dieser Verletzungsart vermehrt mit einem Versagen des Implantates assoziiert ist. Als Folge resultiert, dass ein schmerzfreies Gehen beim Patienten nicht erreicht werden kann [34]. In solchen Fällen kann eine Versorgung mittels einer Symphysiodese durchgeführt werden.

3.8 Knochenheilung

Die Knochenheilung beruht auf dem Endost, dem Periost und den Havers-Knochenkanälen. Zudem sind für eine ungestörte Knochenheilung eine Ruhigstellung, ausreichender Knochenkontakt und eine gute Durchblutung entscheidend.

Im Allgemeinen können bei der Knochenheilung zwei Mechanismen unterschieden werden, die primäre und die sekundäre Knochenheilung.

Die primäre Knochenheilung erfolgt als Kontaktheilung ohne Kallusbildung. Eine Stabilisierung der Knochenfragmente, sowie eine gute Durchblutung sind von großer Bedeutung [62]. Zeigt sich ein minimaler Frakturspalt von $<0,01$ mm setzt die Kontaktheilung ein, dabei setzen sich Osteoklasten in den Frakturspalt und schaffen Resorptionskanäle. Die Resorptionskanäle werden mit Osteoblasten besiedelt, welche die Resorptionskanäle mit lamellärem Knochengewebe auffüllen. Durch den Prozess der Kontaktheilung entsteht ein direkter knöcherner Zusammenschluss ohne Kallusbildung.

Verbleiben bei der primären Knochenheilung Spalten, setzt die Spaltheilung ein. Bei dieser werden die Fissuren dann durch Kallus aufgefüllt. Hierbei wird der Spalt zunächst mit lamellärem Knochen durchsetzt. Bei der Spaltheilung erfolgt die Auffüllung mit lamellärem Knochen perpendicular zur Längsachse des Knochens. Nach Abschluss der Auffüllung erfolgt sekundär die osteochondrale Rekonstruktion. Hierbei wird durch Osteoklasten und Osteoblasten die Struktur des lamellären Knochens in longitudinal Richtung umgewandelt [20,62,83,84].

Die sekundäre Knochenheilung besteht aus mehreren Schritten und entspricht der physiologischen Form der Knochenheilung. Sie dauert in ihrer Gesamtheit 2-3 Jahre. Sie ist die häufigere Form der Knochenheilung und tritt auf, wenn zwischen den bestehenden Frakturenden eine Beweglichkeit besteht. Die sekundäre Knochenheilung ist definiert durch die Bildung eines Kallus und verläuft in vier Phasen.

In der Initialphase kommt es zunächst zu der Ausbildung eines Hämatoms. Das Hämatom wird im Verlauf durch Makrophagen und neutrophile Granulozyten durchsetzt. Diese Zellen setzen dort Zytokine frei. Dies fördert die Angiogenese, sowie das Einwandern von mesenchymalen Stammzellen. Insgesamt dauert die Initialphase bis zu 7 Tagen. In der darauffolgenden Entzündungsphase wird das Hämatom durch einwachsende Fibroblasten organisiert. Initial entsteht so zunächst ein weicher Kallus aus fibrösem Bindegewebe und Knorpel, welcher die Frakturenden bindet. Zeitgleich mit der Bildung des weichen Kallus entsteht die Bildung von Geflechtknochen an den Frakturenden. Die Entzündungsphase hat eine Dauer von 5-10 Tagen und geht anschließend in die Phase der Kallushärtung über.

In dieser Phase der sekundären Knochenheilung verhärtet der weiche Kallus durch enchondrale Ossifikation und differenziert sich zum Geflechtknochen. Während dieses Prozesses werden die

Chondrozyten im weichen Kallus hypertroph und durch knochenbildenden Osteoblasten ersetzt. Durch die Phase der Kallushärtung wird eine Stabilisierung der Fraktur erzielt. Anschließend findet die Remodelingphase statt, welche Monate bis Jahre andauern kann. In dieser Phase kommt es zur weiteren Ausbildung des lamellären Knochens, zudem wird das medulläre Gefäßsystem rekonstruiert und ein Teil des Kallus wird wieder abgebaut [8,20,30,49,62,76,83,84].

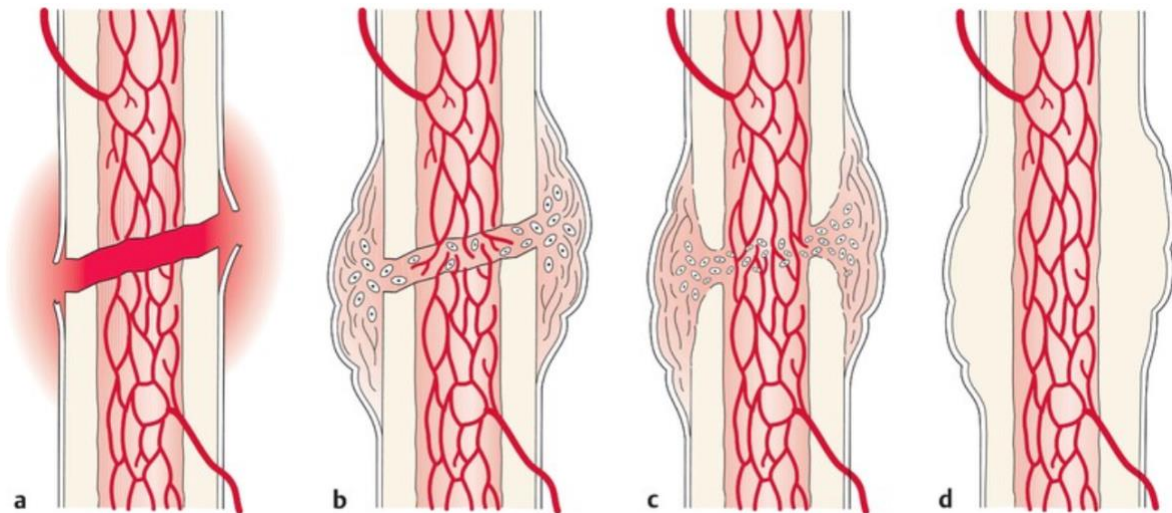


Abb. 5 Phasen der sekundären Knochenheilung nach Henne-Bruns D. „Duale Reihe Chirurgie“, Thieme, Stuttgart, 2012

A: Initialphase mit Ausbildung eines Hämatoms, B: Entzündungsphase: Einwanderung der Fibroblasten und Organisation des Hämatoms, C: Phase der Kallushärtung: Differenzierung zu Geflechtknochen, D: Remodelling-Phase

Betrachtet man den Heilungsmechanismus der Symphysiodese, so zeigt sich bei guter Stabilität eine direkte knöcherne Fusion. Der Heilungsmechanismus beruht auf der primären Knochenheilung, da durch die Entfernung des Faserknorpels und die anschließende osteosynthetische Versorgung ein direkter und stabiler Knochen auf Knochen Kontakt erzeugt wird. Ist hingegen keine ausreichende Stabilität der Symphysiodese vorhanden, setzt die sekundäre Knochenheilung ein, welche insgesamt später ossifiziert.

Für einen zeitigen Heilungsverlauf ist deshalb eine stabile Osteosynthese mit geringer Spaltbreite obligat [34,50,61].

3.9 Ligamentärer Heilungsprozess

Neben der Knochenheilung ist die Regeneration der ligamentären Strukturen von Bedeutung. Der Heilungsprozess von ligamentären Strukturen verläuft über mehrere Monate. Insgesamt stellt die mäßige Vaskularisierung der Bandstrukturen ein Problem für die Regenerationsfähigkeit von ligamentären Strukturen dar, wobei intraartikuläre Bandstrukturen eine schlechtere Heilung aufweisen als extraartikulär liegende Ligamente.

Allgemein kann eine Aufteilung in eine extrinsische und eine intrinsische Heilung erfolgen. Bei der intrinsischen Heilung geht der Regenerationsprozess von der Bandstruktur selbst aus. Der extrinsische Heilungsprozess ist definiert durch die Regeneration aus dem umliegenden Weichteilgewebe [9].

Der Heilungsprozess von Ligamenten kann in drei Phasen eingeteilt werden. In der 1. Phase, der inflammatorischen Phase, kommt es durch die Ruptur des Ligamentes zur lokalen Einwanderung von Makrophagen und neutrophilen Granulozyten, sowie zur lokalen Einblutung. Durch die eingewanderten Zellen werden Wachstumsfaktoren, wie TGF- β und PDGF freigesetzt, welche wiederum zu einer Aktivierung von Fibroblasten und Endothelzellen führen. Durch den inflammatorischen Prozess kommt es initial zur Schmerzsymptomatik und zur Schwellung. Die inflammatorische Phase kann bis zu 7 Tage anhalten [22,94].

Nach Abschluss der inflammatorischen Phase geht der Heilungsprozess in die Proliferationsphase über. Diese dauert in der Regel 2 Wochen. Insgesamt kann der Prozess jedoch bis zu 6 Wochen anhalten.

In der Proliferationsphase kommt es zur Einwanderung von Fibroblasten in das betroffene Gewebe. Die Fibroblasten produzieren Typ III-Kollagen, welches eine geringere Belastbarkeit als das Typ I-Kollagen aufweist. Zudem ist die Phase der Proliferation durch eine Angiogenese gekennzeichnet [1,22].

Die Proliferationsphase geht in die letzte Phase der ligamentären Heilung, die Remodellierungsphase, über. Diese kann bis zu 12 Monaten andauern.

In dieser Phase wird das initial gebildete Typ III-Kollagen zum stabileren Typ I-Kollagen umgebaut. Die Kollagenfasern werden dabei entlang der Hauptbelastungsachse ausgerichtet. Dieser Prozess sollte therapeutisch durch passive Bewegungsübungen unterstützt werden, da eine Nichtbelastung des Gewebes zu einer Umstrukturierung ins Narbengewebe folgern kann [9].

In diesem Prozess wird zudem die Anzahl der Gefäße wieder reduziert und die Anzahl der Fibroblasten sinkt wieder.

Durch die Remodellierungsphase wird die biomechanische Funktion des Ligamentes wiederhergestellt [73,94].

3.10 Konservative Therapie der vorderen Beckenringinstabilität

Die konservative Therapie der vorderen Beckenstabilität setzt sich zusammen aus der Analgesie, der Physiotherapie und gegebenenfalls der Verwendung von Orthesen [32,74].

Durch die physiotherapeutische Beübung soll eine Stabilisierung der angrenzenden Muskulatur bewirkt werden.

Durch das Erlernen der Änderung der Aktivität, oder der Bewegungsausführung mittels physiotherapeutischer Maßnahmen und einer ausreichenden Schmerztherapie können Patienten im Verlauf der konservativen Therapie dabei helfen eine Verbesserung der Symptomatik zu erreichen [87]. Orthesen dienen der äußeren Schienung und Unterstützung des muskuloskelettalen Stützapparates während des Heilungsprozesses [21,55,82].

Bleibt eine Besserung der Problematik unter der konservativen Therapie aus, sollten operative Maßnahmen ergriffen werden.

3.11 Interfragmentäre Kompression und Schienung

Osteosyntheseverfahren setzen sich aus zwei biomechanischen Prinzipien zusammen, der interfragmentären Kompression und der Schienung.

Die interfragmentäre Kompression kann dynamisch oder statisch sein, so kann postoperativ eine Übergangsstabilisierung erreicht werden.

Bei der statischen Kompression werden interfragmentäre Zugschrauben genutzt, welche möglichst senkrecht zum Frakturspalt eingebracht werden. Kortikalisschrauben sollten dabei den gegenüberliegenden Knochenanteil fassen. Durch die statische Kompression kann eine primäre Knochenheilung erreicht werden. Dennoch wird bei dieser Versorgung keine ausreichende Rotationsstabilität erreicht [62].

Die dynamische Kompression entsteht durch eine Zuggurtung, wie sie durch eine Cerclage oder Spickdrähte erreicht werden kann. Dadurch wird eine bewegungsabhängige Kompression im Bruchspalt ermöglicht [62].

Die Schienung kann durch extramedulläre, sowie intramedulläre Implantate erfolgen. Durch die eingebrachten Implantate können die einwirkenden Kräfte vom Hauptfragment aus auf die Peripherie übertragen werden und so den Frakturspalt umgehen [62].

3.12 Prinzip der Winkelstabilität

Winkelstabile Plattensysteme fungieren als Fixateur interne [17]. Bei winkelstabilen Platten werden die Schrauben fest in der Platte verankert. Dabei werden spezielle für die Platte angepasste Schrauben verwendet. Diese besitzen ein Gewinde am Schraubenkopf, welches zu einer entsprechenden Gewindebohrung in der Platte passt. Eine Unterscheidung zwischen der uni- und multidirektionalen Winkelstabilität ist möglich. Bei der unidirektionalen Winkelstabilität kann die Schraube nur in der vorgegebenen Richtung des Plattendesigns eingebracht werden. Bei der multidirektionalen Winkelstabilität hingegen wird dem Operateur eine Variabilität der Schraubeneinbringung von $\pm 15^\circ$ ermöglicht, welches jedoch eine geringere Belastbarkeit der Osteosynthese nach sich zieht [93]. Bei der Winkelstabilität wird die Schraube in der Platte gesichert, wodurch der Vorteil entsteht, dass die Platte nicht auf den Knochen gepresst wird. Hierdurch wird das Periost geschont und die periostale Durchblutung nicht eingeschränkt.

Durch das Verankern von Platte und Schraube wird die Kraft auf die gesamte Schraube übertragen, die einwirkenden Kräfte werden so auf eine größere Fläche verteilt [93].

Die Winkelstabilität führt zu einer gesteigerten Stabilität der Osteosynthese, zudem werden Komplikationen, wie Gelenkversteifungen oder Kontrakturen durch die Methode der Winkelstabilität reduziert.

Es ist äußerst wichtig, dass die Schrauben exakt orthogonal zum Gewinde eingebracht werden, um eine Verriegelung von Schraube und Platte zu erreichen und so das Prinzip der Winkelstabilität zu erzielen [25].

3.13 Arthrodesese der Symphyse (Symphysiodese)

Die Symphysiodese ist ein operatives Verfahren, bei dem die Symphyse durch einen kortikalen Span fusioniert wird.

Das beschriebene klassische Verfahren der Symphysiodese wird üblicherweise offen chirurgisch über einen Pfannenstielzugang eröffnet. Dabei handelt es sich um einen Querschnitt von 7-10 cm Länge, etwa 2 cm proximal der Tubercula pubica [57].

Hierzu werden zunächst die Bänder, welche die Symphyse stabilisieren, üblicherweise debridiert und die knöchernen Anteile der Schambeinfuge beidseits angefrischt. Aus dem Beckenkamm wird ein trikortikales autologes Knochentransplantat gewonnen und in den Bereich der Symphyse transplantiert. Das Knochentransplantat wird durch eine der Symphyse kranial aufliegende Platte stabilisiert, und meist durch eine additive anteriore Platte, eine sogenannte „Bumper“- Platte zusätzlich stabilisiert [35].

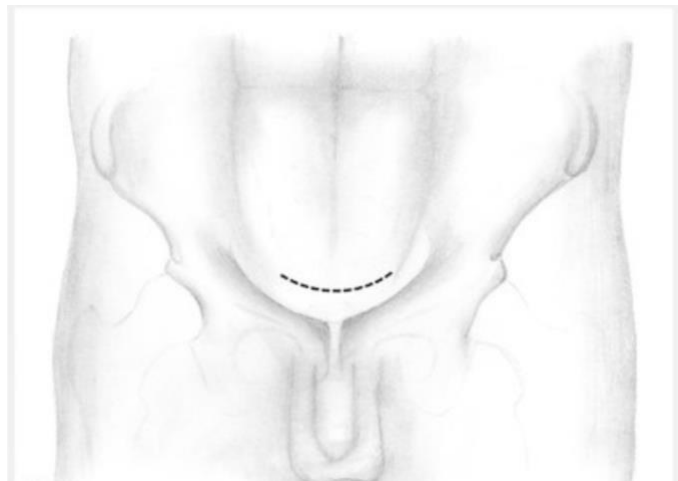


Abb.6 Pfannenstiel-Zugang nach Minarski C et al. „Zugänge zum vorderen Becken“, OP Journal, 2018

3.14 Zielsetzung

Ziel der Arbeit ist der biomechanische Vergleich klinisch etablierter Symphysiodesemethoden mit einer neuen Materialkombination. Das neue Verfahren stellt eine potenziell minimal-invasive Operationstechnik dar.

Um einen adäquaten Vergleich der bewährten Verfahren mit dem gewählten neuen Verfahren zu gewährleisten, wurden die verschiedenen Symphysiodesemethoden in Bezug auf ihre Qualität und Stabilität unter zyklischer axialer Belastung in Zwei- und Einbeinstand verglichen.

3.15 Fragestellung

Die hier erfolgte biomechanische Studie sollte, durch experimentelle Testung, die Unterschiede bezogen auf die Stabilität und Qualität der gewählten Osteosyntheseverfahren darstellen. Hierzu wurden die Parameter Kontaktfläche, Kompressionskraft und segmentale Kraft, sowie die Verschiebung im Raum analysiert. Dies wurde jeweils im Ein- und Zweibeinstand durchgeführt.

In dem hier gewählten Umfang ist zurzeit keine andere Gegenüberstellung in einer biomechanischen Studie erfolgt.

Die Nullhypothesen der durchgeführten experimentell- biomechanische Studie lauten:

„Das untersuchte Verfahren von 10° vorgebogener 3,5 mm SLDCP und 10° vorgebogener 3,5 mm SLDCP mit FiberTape® Cerclage System weisen keinen Unterschied bezüglich der erzeugten Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt, sowie der Bewegung im Raum auf. Es zeigt sich kein Unterschied in der Qualität und Stabilität der Symphysiodesemethoden.“

„Der experimentell- biomechanisch durchgeführter Vergleich von 10° vorgebogener 3,5 mm SLDCP mit vorgebogener 3,5 mm DCP „Bumper“- Platte und 10° vorgebogener 3,5 mm SLDCP mit FiberTape® Cerclage System weist keine Unterschiede bezüglich der erzeugten Kompressionskraft und Kontaktfläche im Symphysenspalt, sowie der Bewegung im Raum auf. Es zeigt sich kein Einfluss auf die Qualität und die Stabilität der beiden Symphysiodesemethoden.“

4 Material und Methodik

4.1 Material

4.1.1 Beckenmodell

Die Versuchsreihe wurde anhand des anatomisch korrekten Beckenmodells Typ 4060 (Synbone®, Malans, Schweiz) durchgeführt. Das Modell des Beckens ist neutral ausgerichtet und vom intaktem Typ. Die Weite beträgt 305 mm, die Höhe 160 mm und der acetabuläre Durchmesser wird mit 56 mm angegeben.

Das verwendete Beckenmodell besteht aus Polyurethranschaum. Dieser differenziert sich zu einem spongiösen inneren Kern, sowie einer außen härteren Schale, welche mit der Kortikalis zu vergleichen ist.

Die genutzten Beckenmodelle stammen laut Angaben des Herstellers aus einer Produktionscharge, sind in allen Eigenschaften identisch und eignen sich so zum Vergleich in den untersuchten Versuchsreihen, um eine hohe Reproduktivität und Vergleichbarkeit zu erreichen.



Abb.7 Beckenmodell Typ 4060 Synbone®

4.1.2 Implantate

4.1.2.1 Winkelstabiles Plattensystem

Das verwendete winkelstabile Plattensystem (Johnson&Johnson®, MedTech, New Brunswick, New Jersey, USA) ist eine anatomisch vorgeformte Symphysenplatte (SLDCP). Das Implantat hat eine Länge von 78 mm und eine Stärke von 3,5 mm. Zentral befinden sich zwei dynamische Kompressionslöcher (DCP-Holes), welche mit 50 mm langen Kortikalisschrauben besetzt wurden. Für die medialen, winkelstabilen Schraubenlöcher wurden Locking Screws mit einem Durchmesser von 3,5 mm verwendet, die ebenfalls eine Länge von 50 mm aufweisen. Die lateralen Schraubenlöcher wurden durch etwas kürzere Schrauben von 26 mm Länge besetzt.



Abb.8, A: SLDCP- Platte; B: 3,5 mm locking Screw 26 mm Länge; C: 3,5 mm locking screw 50 mm Länge; D: 3,5 mm Kortikalisschraube 50 mm Länge; E: winkelstabile Bohrhülse; F: 2,8 mm Bohrer

4.1.2.2 *Dynamische Kompressionsplatte*

Die verwendete 3,5 er „Bumper“-Platte“ ist 5,8 cm lang und wurde zentral um 10° angebogen. Vier der fünf Schraubenlöcher wurden mit Kortikalisschrauben besetzt, wobei das mediale Schraubenloch unbesetzt bleibt.

Die verwendeten medialen Schrauben sind 20 mm lang und weisen einen Durchmesser von 2,8 mm auf. Die lateral verwendeten Schrauben sind 40 mm lang bei gleichem Durchmesser.

4.1.2.3 *FiberTape® Cerclage System*

Neben den Plattensystemen wurde zur Stabilisierung das FiberTape® Cerclage System (Arthrex®, Naples, Florida, USA) verwendet. Dieses System ist eine Alternative zur herkömmlichen Variante der Cerclage aus Metall. Die Cerclage dient dazu umlaufende Frakturen zu versorgen. Laut Herstellerangaben ist die Tragfähigkeit dieses Systems größer als 4300 N. Das FiberTape® besteht aus einer 2 mm Naht und wird in einer Karte mit bereits etabliertem Knoten geliefert und kann mit dem geeigneten Tensioner (AR-7800) fixiert werden.

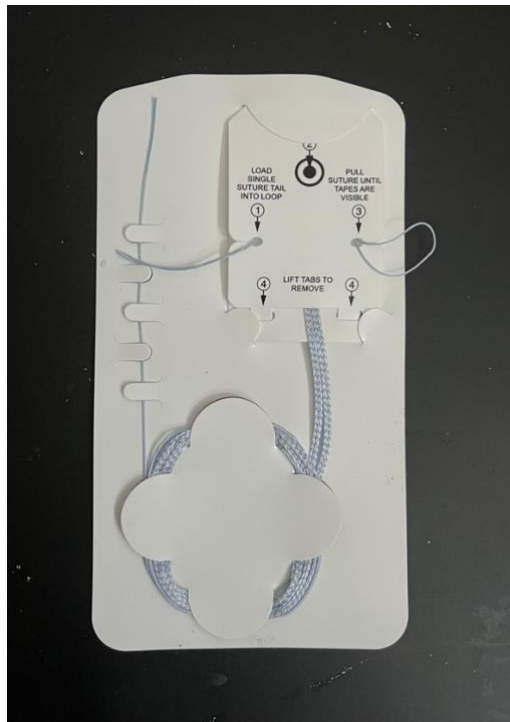


Abb.9 2mm FiberTape® Cerclage suture, Arthrex® Naples, Florida, USA



Abb.10 Tensioner (AR-7800) Arthrex® Naples, Florida, USA

4.1.3 Messsystem

4.1.3.1 Universalprüfmaschine

Die gesamte Versuchsreihe wurde durchgeführt mit dem dynamischen Prüfungsgerät Instron® ElectroPlus E10000 (Instron, Norwood, MA, USA). Durch die Maschine konnten präzise Kraft und Druck axial auf das Beckenmodell ausgeübt werden. Die Parameter wurden dabei über den Computer gesteuert nachdem das Becken manuell eingespannt wurde. Die Steuerung über den Computer erfolgte mit dem Softwaresystem Wavematrix 2 von Instron®. So konnten die Messzyklen voreingestellt werden, dies erzielte einen stets gleichen Ablauf von Kraftniveau und zeitlichem Intervall, sowie Wiederholungszahl über die gesamte Versuchsreihe.

4.1.3.2 I-Scan System

Um die Kraft und Druckverhältnisse im Bereich der Symphysiodese in Echtzeit während des Messzyklus auszuwerten, wurde das I-Scan™ System (Tekscan Inc.; South Boston, USA) verwendet. Das System entspricht einem taktilen Kartierungssystem und ermöglicht die Messwerte in Form von Tabelle oder Grafik auszuwerten. Zudem ist es möglich Kraft und Druckspitzenwerte, sowie die Flächenverteilung mit ihren Krafthauptangriffspunkten zu verfolgen.

Das verwendete System setzt sich zusammen aus der speziellen Sensorfolie und dem „Evolution handle“, einem Datenerfasser, der die Folie mit dem PC über einen USB-Anschluss verbindet. Die gemessenen Daten werden durch die zugehörige Software angezeigt und ausgewertet.

4.1.3.3 Kraftsensorfolie

Für die Versuchsreihe wurde der Pressure Mapping Sensor Typ 5033 (Tekscan Inc.; South Boston, USA) ausgewählt. Die Sensormatrix ist 26,7 mm breit und 38,4 mm lang und weist mit 0,102 mm eine geringe Dicke auf. Die Fläche der Sensormatrix hat die zu untersuchende Fläche im Bereich der Symphysiodese optimal abdecken können.

Im Gesamtem besteht die Folie aus zwei Polyesterfolien mit orthogonal zueinander verlaufenden Bahnen. Dadurch entstehen Kreuzungspunkte, welche den Messpunkten des Systems entsprechen. Die verwendete Folie ist charakterisiert durch eine Messpunktdichte von $144,1/\text{cm}^2$, was in etwa 1.472 Messpunkten entspricht. Durch das Konstrukt aus zwei Folien ist der Widerstand an den Kreuzpunkten bei unterschiedlichen Belastungen variabel und entsprechend bei fehlender Belastung in Ruhe am größten. Durch eine zunehmende Krafteinwirkung von außen wird der Widerstand zwischen den Messeinheiten reduziert. Dies erfolgt in einem umgekehrt proportionalem Verhältnis zur einwirkenden Kraft.

Nach Herstellerangaben gibt es keine gegenseitige Beeinflussung der Messpunkte.

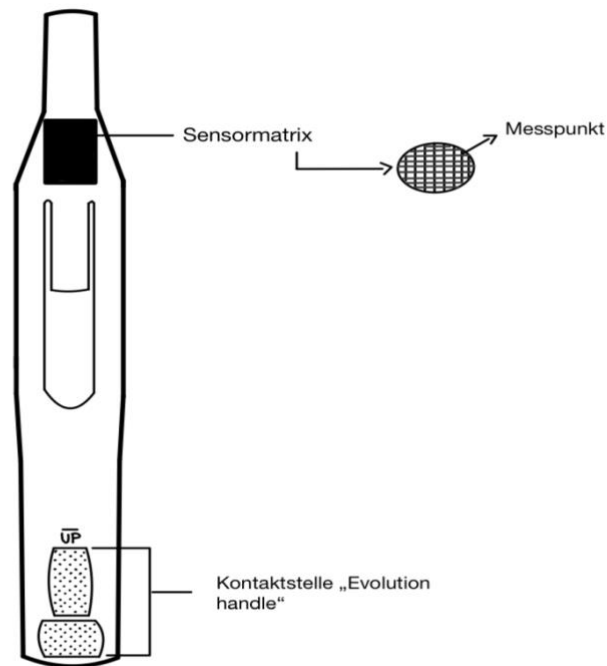


Abb.11 Schemazeichnung Pressure Mapping Sensor Typ 5033 (Tekscan Inc.; South Boston, USA)

4.1.3.4 Software

Zur Erfassung und Auswertung der Daten wurden die I-Scan™ Software (Version 5.90) verwendet. Mit der Software ist es möglich die erfassten Werte im 2D und/oder 3D Modell darzustellen, die Daten als Microsoft Excel Tabelle anzeigen zulassen, sowie die Werte als ASCII- oder AVI- Dateien in andere Analyseprogramme zu exportieren.

4.1.3.5 3-D optisches System

Die Bewegungen des Symphysenspalts und des Iliosakralgelenkes wurden zur Beurteilung der Stabilität des Beckens durch das Kamera gestützte optische System von OptiTrack (Prime^x 13 Serie, Firma OptiTrack, Corvallis, Oregon, USA) erfasst. Das verwendete System arbeitet infrarotbasiert und erfasst anhand von vier im Raum platzierten Kameras die individuell versetzbaren Messpunkte, indem das, von den Kameras gesendete, Infrarotlicht an den Markern reflektiert wird. Daraus kann die Position im Raum durch das System berechnet werden. So gelingt die dreidimensionale Aufzeichnung von Rotations- und Translationsbewegungen.

Die Messunkte wurden stets per Schablone am Becken fixiert, um einen standardisierten Ablauf sicherzustellen.

Insgesamt wurden acht Messpunkte ausgewertet. Vier im Bereich des linken Iliosakralgelenkes und 4 im Bereich des Symphysen Spalts.

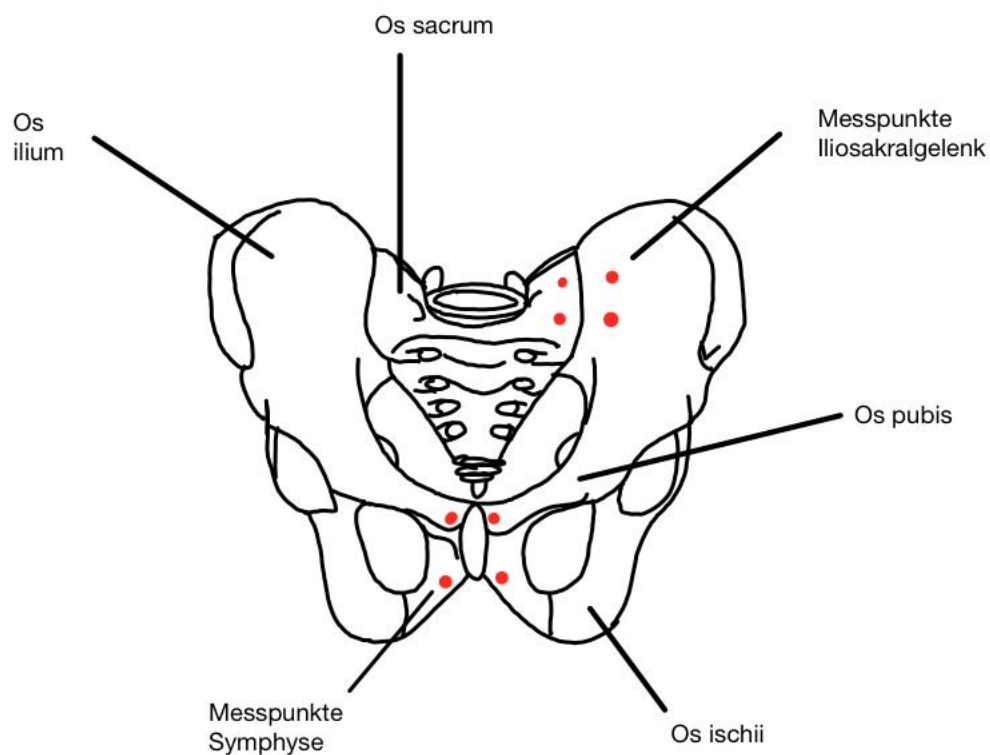


Abb.12 Schemazeichnung gewählter Messpunkte für das 3-D optische System (OptiTrack, Corvallis, Oregon, USA)

4.1.4 Sonstige Materialien

Duo-Kopf Prothesen für Zweibeinstandmodell

Um einen sicheren und physiologisch ähnlichen Zweibeinstand des Beckenmodells in der dynamischen Prüfungsmaschine nachzuahmen wurde das Beckenmodell während der Prüfungsphase auf Duokopf-Prothesen positioniert (Pfannengröße 48) (Zimmer Biomet, Freiburg, Deutschland). Für den stabilen Stand wurde der Prothesen Schaft in Technovit (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) eingegossen, als Fuß des Standmodells diente ein Plexiglasblock. Um der Versuchsreihe eine dynamische Bewegung zu erlauben, wurden die Plexiglasblöcke auf eine Plexiglasscheibe positioniert und dabei nicht fixiert, so konnte ein Gleitlager geschaffen werden.

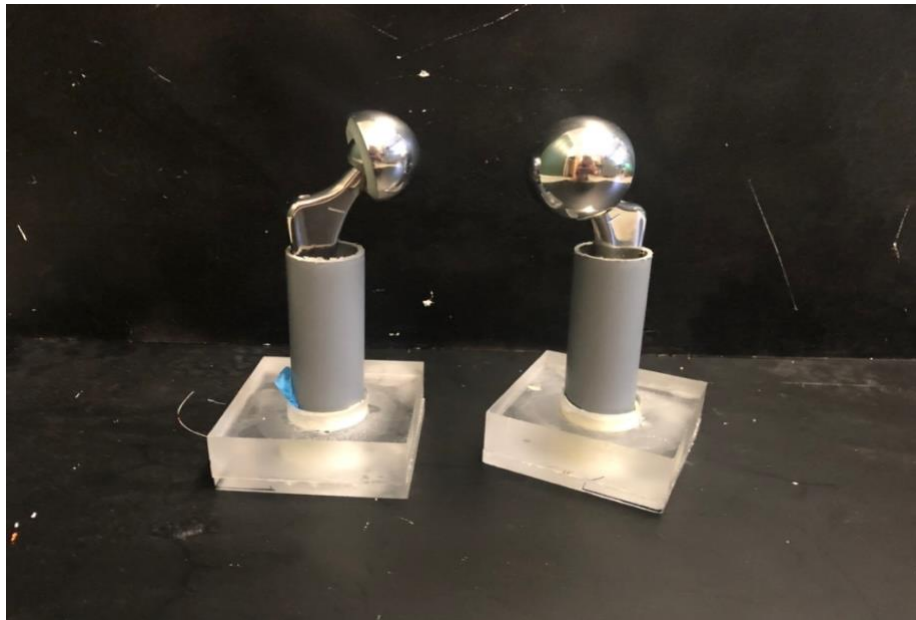


Abb.13 Duokopfprothesen in Technovit auf Plexiglasfuß

Modell für den Einbeinstand

Für die Beobachtungen der dynamischen Kraftprüfung im Einbeinstand befand sich das Becken auf einer Holzkugel ($\varnothing$ 48 mm), welche auf einen Plexiblock geschraubt war. Um das Becken in Position zu halten wurden insgesamt zehn Löcher in das Becken gebohrt, welche mit standardisierten Seilzug zur Muskelsimulation versehen wurden. Die Bohrlöcher wurden mittels Schablone gebohrt, sodass sie sich stets an der gleichen Stelle befanden. Sieben der neun Bohrlöcher waren im Bereich der Beckenschaufel des Os ilium platziert, drei Bohrlöcher befanden sich dorsolateral im Os ilium im Bereich nahe des Os Sacrum.

Die Seilzüge, die vom Bereich der Beckenschaufel des Os ilium ausgehen wurden zusammen mittels Karabiner an einer Kofferwaage befestigt. Die anderen Schnüre von den Bohrlöchern am dorsolateralen Os ilium wurden ventral am Plexiblock eingespannt.

Die Einspannung des Beckens in diesem Modell erlaubte dem Becken eine Bewegung, vor allem in der axialen Ebene. Das gesamte Modell wurde auf einer Plexiglasscheibe fixiert, welche auf einem Block verschraubt war.

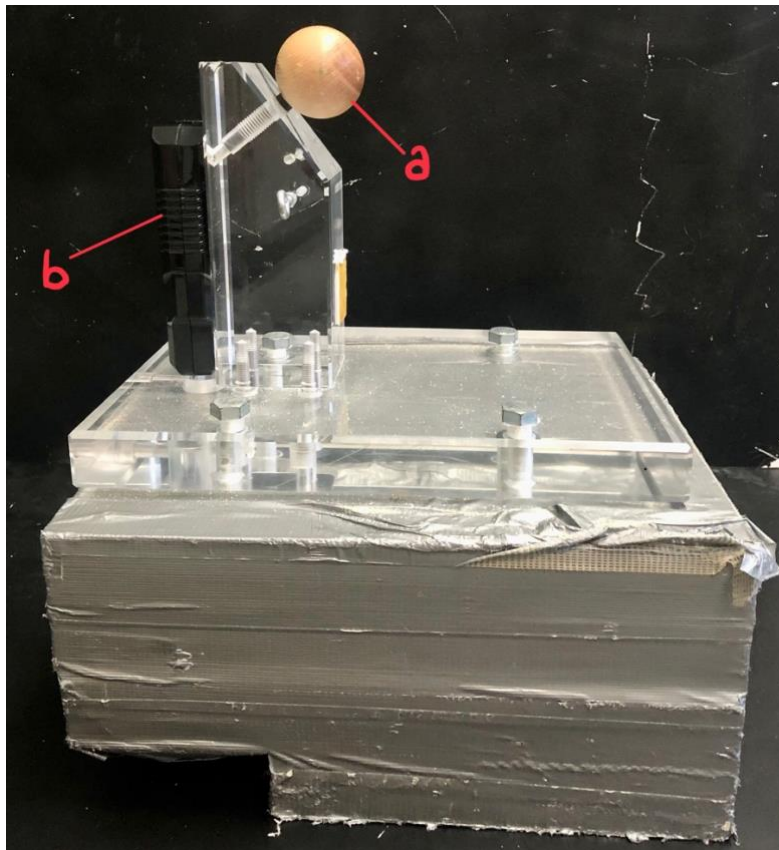


Abb.14 Modell Einbeinstand; a- Kugel als Femurkopf, b- Kraftsensor

Symphysis pubica

Zur Versorgungsmethode der Symphysiodese wurde zunächst ein drei Zentimeter langer und ein Zentimeter breiter Block im Bereich der Symphyse herausgesägt. Im kaudalen Teil wurde der restliche Schaumstoff, welcher im Beckenmodell die Symphyse darstellt, entfernt. Die gebildeten Ränder von Span und Schambeinast wurden mit Doppelklebeband aus Polyurethranschaum/Kautschuk (Powerbond, Tesa®, Beiersdorf, Hamburg) ausgekleidet.

Das Doppelklebeband diente dazu Unebenheiten auszugleichen und so eine optimale Messbedingung für die Sensorfolie zu schaffen. Die Sensorfolie wurde für die Messungen im Bereich der Symphyse stets links zwischen dem Schambeinast und dem eingebrachten Span platziert. Der für die Versorgung gewählte Knochenspan wurde zu Beginn aus einem Beckenkamm eines Beckenmodells herausgesägt und hatte ebenfalls die Maße von drei Zentimeter Länge und ein Zentimeter Breite.

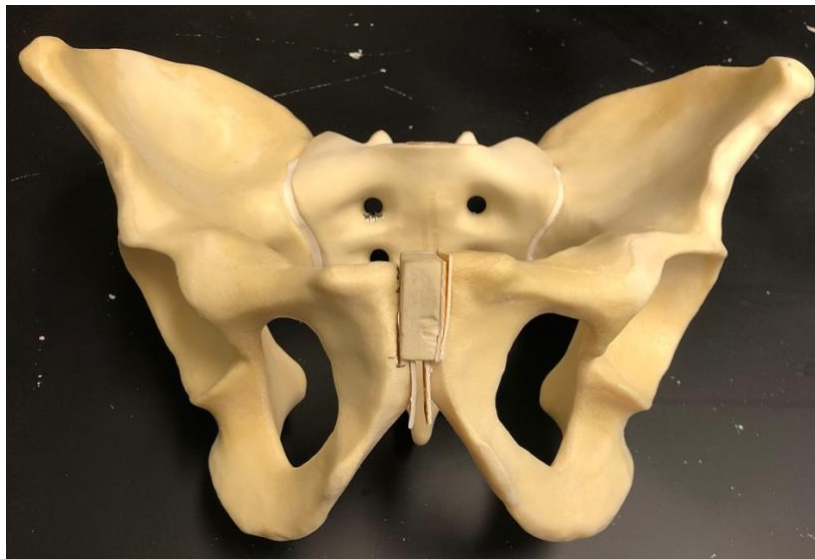


Abb.15 Knochenspan (3 cm x 1 cm) im Bereich der Symphyse

Abdruckmasse

Der verwendete Aufsatz für das Os Sacrum wurde aus der Abdruckmasse Technovit 3040 (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) geformt. Technovit basiert auf Methyl-Methacrylat und ist ein Zwei-Komponenten-Kunststoff aus einem Pulver und einer Flüssigkeitskomponente. Nach dem Anrühren von Technovit ist die Masse für etwa zwei Minuten flüssig und somit gießbar, und für etwa weitere 30 Sekunden knetbar. Danach härtet die Masse aus. Die Materialeigenschaften erlauben es eine optimale Passform für den Sacrumaufsatz zu formen. Der verwendete Zwei-Komponenten-Kunststoff zeichnet sich durch seine Formstabilität und optimales Anpassungsvermögen aus.

Kalibrierungsstempel Tekscan Messfolie

Zur Kalibrierung der Tekscanfolie wurde ein Kalibrierungsstempel angefertigt. Dieser bestand aus mehreren Papierstücken, welche die exakten Maße (26,7 mm x 38,4 mm) der Sensormatrix hatten. Dabei wurden die 20 Papierstücke für die Kalibrierung genau auf der Sensormatrix gestapelt und bewusst nicht zusammengeklebt, um Höhenunterschiede auf der Fläche zu vermeiden.

Die Kalibrierung wurde, anders als die Prüfungsreihe, mit der Zwick Z020 Materialprüfmaschine Nr. 144503 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) durchgeführt. Die Messzyklen für die Kalibrierung wurden über die zugehörige Software, testXpert (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) eingestellt.

Instrumentarium

Für die Aufarbeitung der Beckenmodelle und zur osteosynthetischen Versorgung wurden chirurgische Instrumente verwendet, wie Repositionszangen und ein Luer. Zudem wurden ein Akkubohrer, ein Sechskantschraubenzieher und eine Säge genutzt.

4.2 Methodik

4.2.1 Versuchsvorbereitung

Zu Beginn der Versuchsreihe wurde das jeweilige Beckenmodell den Versuchsanforderungen angepasst.

Zunächst wurde der Halteblock des Synbone® Beckenmodells Typ 4060 abmontiert.

Die Standardschraube der Firma Synbone® wurde entfernt und durch eine SI-Schraube inklusive Unterlegscheibe ersetzt. Ausschließlich wurde auf der rechten Seite, welche in der Versuchsreihe im Einbeinstand als Belastungsseite fungierte, eine zweite SI-Schraube eingebracht. Die zweite SI-Schraube wurde im 45° Winkel vor das Standardloch gesetzt.

Anschließend wurde der gesamte Schaumstoff, welcher die Symphyse darstellt, mit einem Skalpell von den Ossa pubica entfernt. Um der Versorgungsart der Symphysiodese gerecht zu werden, wurde ein drei Zentimeter langes, sowie ein Zentimeter breites Knochenstück aus dem kranialen Teil der Verbindungsstelle an den Ossa pubica herausgesägt. Der kaudale Teil des verbliebenen Symphysenspaltes und die Schnittfläche im Bereich des linken Os Pubis wurden mit Tesa® Powerbond (Tesa SE, Nordstedt, Deutschland) beklebt. Das Klebeband diente als Schutz für die hier später eingebrachte Sensorfolie und eignete sich gut, um Unebenheiten auszugleichen und dadurch Messfehler zu reduzieren.

Einmalig wurde für die gesamte Versuchsreihe ein Knochenspan präpariert. Dieser wurde aus dem Beckenkamm eines Synbone® Typ 4060 Beckenmodells entnommen und zurechtgesägt. Der Knochenspan war drei Zentimeter lang und ein Zentimeter breit. Dieser wurde ebenfalls linksseitig mit Tesa® Powerbond bestückt.

Für die Position der Repositionszange wurde eine Schablone angefertigt, um eine optimierte Versorgung der Osteosynthese zu erreichen. Mittels Schablone und Luer wurde am Foramen obturatorium 2,5 cm distal des Tuberculum der Symphyse ein 5 mm x 5 mm großes Stück aus der Kortikalis entfernt, um die Repositionszange stets gleich anzusetzen.

Bei der Reposition wurde bereits der Knochenspan platziert und die Sensorfolien linksseitig zwischen Knochenspan und Os pubis gebracht. Bei der Reposition wurde darauf geachtet, dass die Sensorfolie den Druck von 50 Newton erreicht.

Um die Reposition zu fixieren, wurde stets zuerst das winkelstabile Plattensystem (Synthes®, 6-Loch, Depuy, Synthes Companies, Oberdorf, Schweiz) im Bereich der kranialen Symphyse angebracht. Die medianen Schrauben wurden zuerst gesetzt. Dafür wurden zunächst die Bohrkanäle angelegt. Um sich den DC-Effekt zunutze zu machen, wurde darauf geachtet die Schrauben in den medianen Löchern je lateral zu setzen.

Danach wurden die restlichen, winkelstabilen Löcher besetzt. Hierzu wurde eine Bohrhülse verwendet, um die Löcher vorzubohren. Bei der Platzierung der Schrauben wurde darauf geachtet diese stets wechselseitig anzuziehen, um die Platte bestmöglich zu fixieren.

Nach dem erfolgreichen Anbringen der winkelstabilen Platte wurde die Repositionszange entfernt und die Reflektionsmarker mithilfe der Schablone platziert.

Die als „Bumper“-Platte verwendete nicht winkelstabile LC-Platte wurde mit einer Biegepresse zentral um 10° vorgebogen. Die Biegung wurde mit einem herkömmlichen Geodreieck kontrolliert. Um die Platte stets genau über dem Symphysenspalt zu platzieren wurde der Scheitelpunkt der Krümmung mit einem Stift markiert.

Die verwendete Cerclage (2 mm Fiber Tape® Cerclage suture, Arthrex®) wurde zweimal um die Rami inferior des Os Pubis gewickelt und mit dem Tensioner (AR – 7800, Arthrex) gespannt, anschließend erfolgten drei chirurgische Handknoten zur Sicherung der Osteosynthese.

Für die Anpassung eines Druckstempels wurde Technovit 3040 verwendet. So konnte ein passgenaues Gegenstück für den Druckstempel der Prüfmaschine angefertigt werden. Dafür wurden der Druckstempel, sowie Sacrum- und ISG- Bereich, mit herkömmlicher Frischhaltefolie abgedeckt. Technovit 3040 wurde nach Herstellerangaben angerührt. Es entstand eine zähflüssige Masse, welche sich gut auf den Sakralbereich verteilen ließ. Anschließend wurde der Druckstempel von axial in die noch formbare Masse gedrückt. Nach ein paar Minuten verhärtete die Substanz und konnte samt der Folie entfernt werden.

Das Verbindungsstück sorgte durch seine genaueste Passform für eine optimale Kraftübertragung von der Prüfmaschine auf das Beckenmodell.

Zu Beginn des Versuches war es notwendig die Tekscan Pressure Mapping Sensorfolie zu kalibrieren. Dies erfolgte zusammen mit der I-ScanTM Software streng nach Herstellerangaben, um stets die optimalen Bedingungen der Kalibrierung zu schaffen.

Für die Versuchsreihe wurde eine Zwei-Punkt- Kalibrierung ausgewählt mit den Kalibrierungswerten von 50 Newton und 400 Newton.

Der angefertigte Kalibrierungsstempel wurde genau auf die Sensorfläche platziert, sodass keine Kraft außerhalb der Sensorfolie Auswirkungen auf die Messfläche hatte.

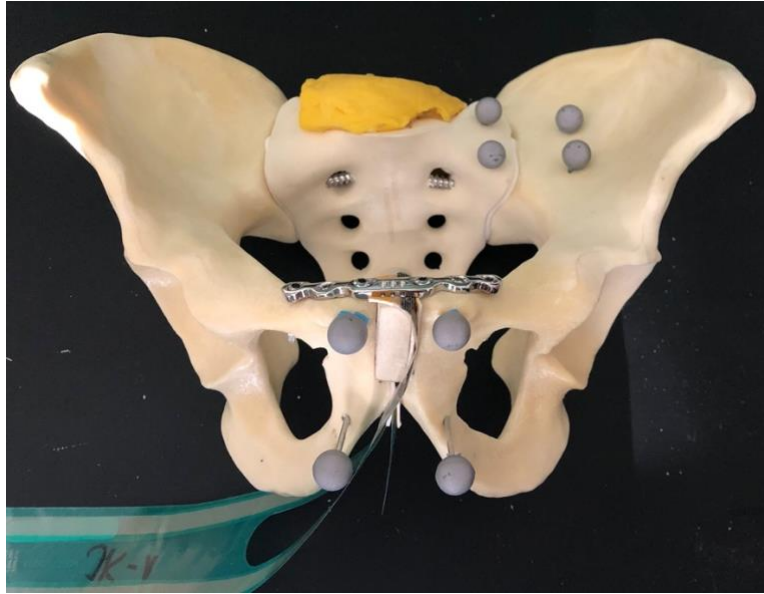


Abb.16 Präpariertes Becken mit Sympysiodese (SLDCP und Knochenspan), einliegende Sensorfolie und Reflektionsmarker, sowie Technovit Druckstempel

4.2.2 Zweibeinstandmodell

Für einen Teil der Versuchsreihe wurde der Zweibeinstand gewählt. Nachdem die gesamte Präparation des Beckenmodells für den Versuch erfolgte wurde die Hälfte der Becken auf den unter 4.1.4 beschriebenen Doukopfprothesen platziert und mithilfe des Druckstempels unter axialer Kraftaufnahme in die Instron Prüfungsmaschine eingespannt.

4.2.3 Einbeinstandmodell

Die Becken für das Einbeinstandmodell mussten zusätzlich, zu der zuvor beschriebenen Präparation, noch mit zehn Bohrlöchern für die Verankerung im Einbeinstandmodell ausgestattet werden.

Die Bohrlöcher wurden anhand einer Schablone gesetzt, sodass sie sich stets an der gleichen Stelle befanden. Sieben Bohrlöcher befanden sich im rechten Os ilium im Bereich der Beckenschaufel und drei im dorsolateralen Bereich des rechten Os ilium. In die Bohrlöcher wurde jeweils eine Schnur eingefädelt, die dazu geeignet war das Becken in seiner Position zu halten. Die sieben Schnüre aus dem Bereich der Beckenschaufel wurden zusammen über einen üblichen Karabinerhaken verankert. Die drei Schnüre aus dem dorsolateralen Bereich wurden ventral an dem Plexiblock des Einbeinstandmodells (vgl. 4.1.4) eingespannt.

Im Korrelat zum Zweibeinstandmodell wurde das Becken für den Einbeinstand dann auch auf der Kugel der Halterung platziert (vgl. 4.1.4) und mittels dem Druckstempel und der axialen Kraft der Prüfungsmaschine eingespannt.

4.2.4 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 17, sowie in Abbildung 18 beispielhaft zu sehen. In der Versuchsreihe wurden jeweils verschiedene Osteosyntheseverfahren miteinander verglichen. Dabei wurden die Beckenmodelle in die Hauptgruppen Zweibeinstand und Einbeinstand differenziert.

Je Hauptgruppe wurden insgesamt acht Beckenmodelle miteinander verglichen (n=8).

Die einfache Versorgung mittels des winkelstabilen Plattensystems (Kontrollgruppe) wurde mit der Kombination aus winkelstabilem Plattensystem und „Bumper“-Platte (Versuchsgruppe 1), sowie der Kombination aus winkelstabilem Plattensystem und Cerclage (Versuchsgruppe 2) verglichen.

So ergab sich insgesamt eine Betrachtung von 24 Beckenmodellen (n=24) pro Hauptgruppe, also 48 Beckenmodellen im Gesamten (Gesamt-n= 48).

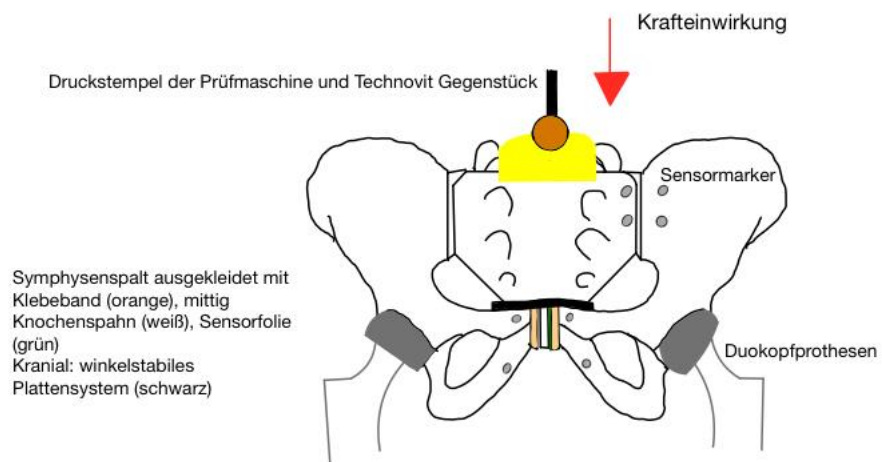


Abb.17- Skizze des Versuchsaufbau im Zweibeinstand mit winkelstabilem Plattensystem



Abb.18- Versuchsaufbau des Einbeinstands mit winkelstabilem Plattensystem und „Bumper“-Platte

4.2.5 Versuchsablauf

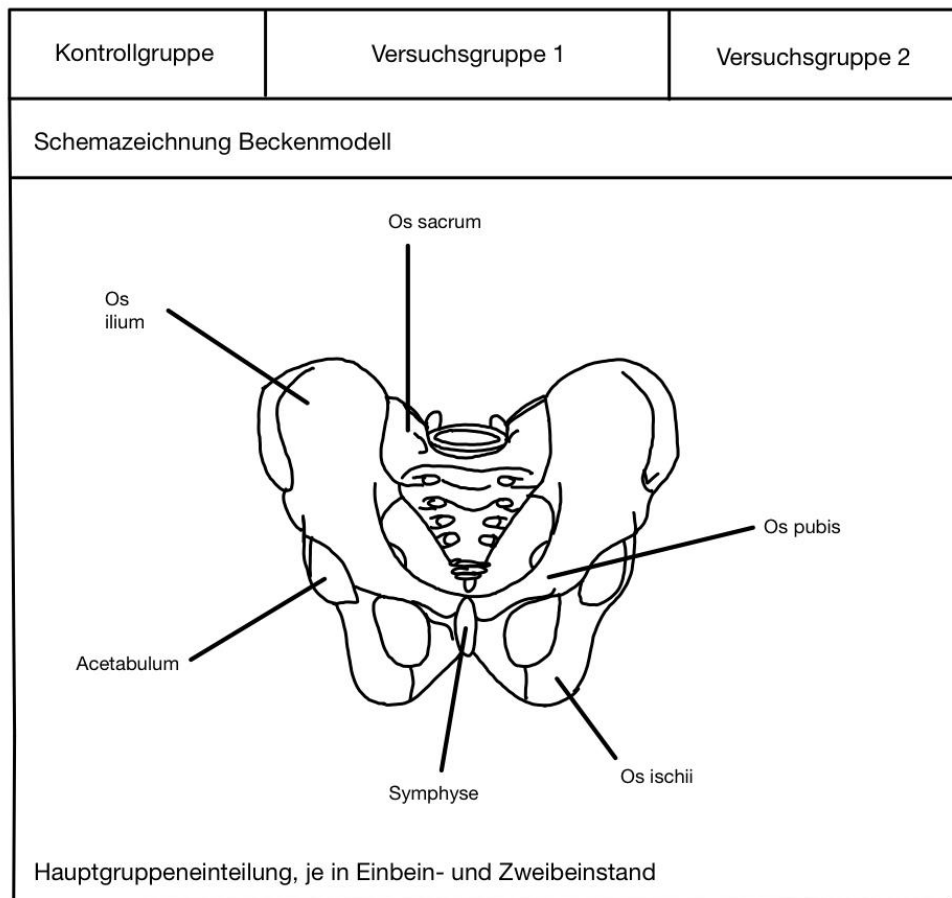
Nachdem die Versuchsvorbereitung eines Beckenmodells beendet war wurde das I-Scan™ System (Tekscan Inc., South Boston, USA) gestartet und über den „Evolution handle“ mit der Sensorfolie verbunden.

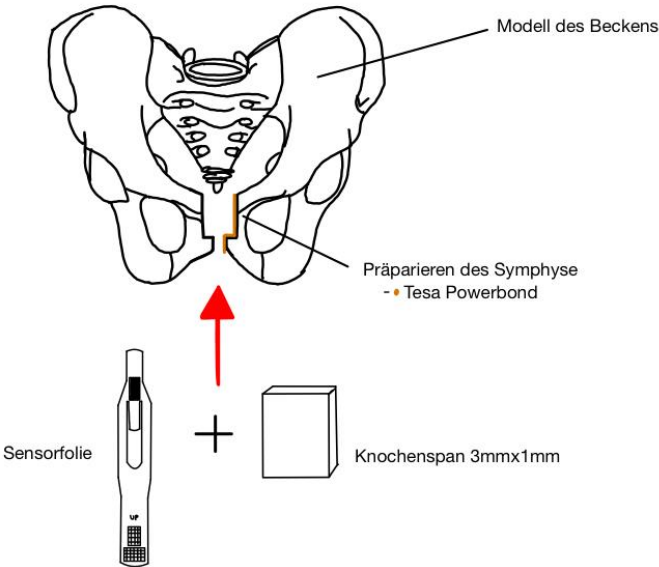
Das entsprechende Beckenmodell wurde dann im nächsten Schritt mittels des Technovit Gegenstücks und der entsprechenden Hilfsmittel in den Zwei- oder Einbeinstand mit der Prüfmaschine eingespannt. Hier wurde einmal bevor der Messzyklus der Prüfmaschine gestartet wurde mittels der Sensorfolie die Parameter Kompressionsfläche und Kompressionskraft erfasst, um sie nach dem Versuch mit den ermittelten Werten vergleichen zu können.

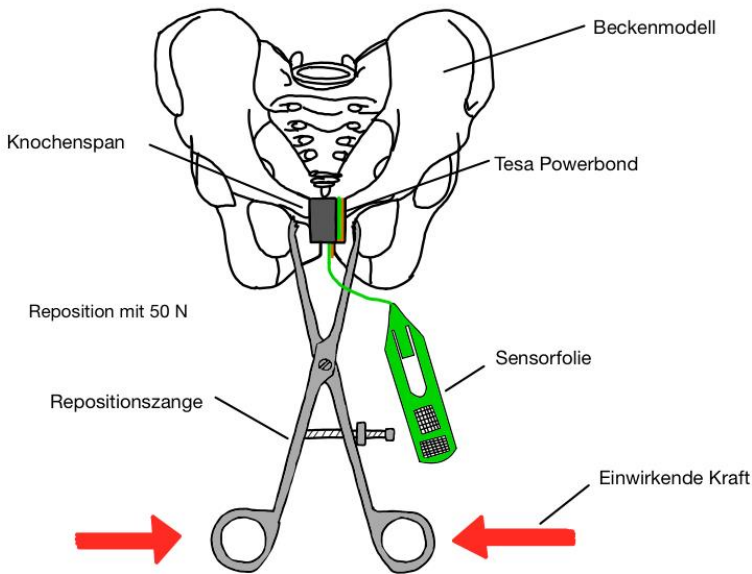
Bevor der Versuch beginnen konnte mussten noch die Sensormarker an den vorbereiteten Positionen montiert werden und der OptiTrack-Motion-Capture (Prime^x 13 Serie, Firma OptiTrack, Corvallis, Oregon, USA) gestartet, sowie für den Versuch kalibriert werden. Nach der Kalibrierung war es besonders wichtig Bewegungen des Beckens zu vermeiden, die nicht durch die Prüfmaschine stattgefunden haben, um Messfehler des 3D-Motion-Analyzer zu vermeiden. Beim Einspannen des Beckenmodells in die Prüfmaschine wurde manuell eine Vorkraft von 20 N eingestellt. Sofern das Beckenmodell sicher eingespannt war und alle Parameter überprüft wurden konnten die Aufnahmen der Sensorfolie, sowie des 3D-Motion-Analyzer-Systems gestartet werden. Wichtig war hierbei, dass beide Programme genau zeitgleich beginnen, um einen exakten Zusammenhang von Kraft und Bewegung zu erzielen. Im nächsten Schritt wurde der voreingestellte, automatische Messzyklus im Softwaresystem Wavematrix 2 von Instron® gestartet. Der eingestellte Messzyklus war so konzipiert, dass es im Verlauf der Prüfung zu insgesamt 143 Belastungsschritten kam, die daraus bestanden, dass in 50 N Schritten zunächst bis 100 N, dann bis 200 N, 300 N und 400 N aufbelastet wurde. Zwischen den Belastungsschritten wurde stets wieder auf 50 N entlastet, so kann man von einem dynamischen Messzyklus sprechen, der vor allem in der Versuchsreihe des Einbeinstands mit einer gehenden Person zu vergleichen ist.

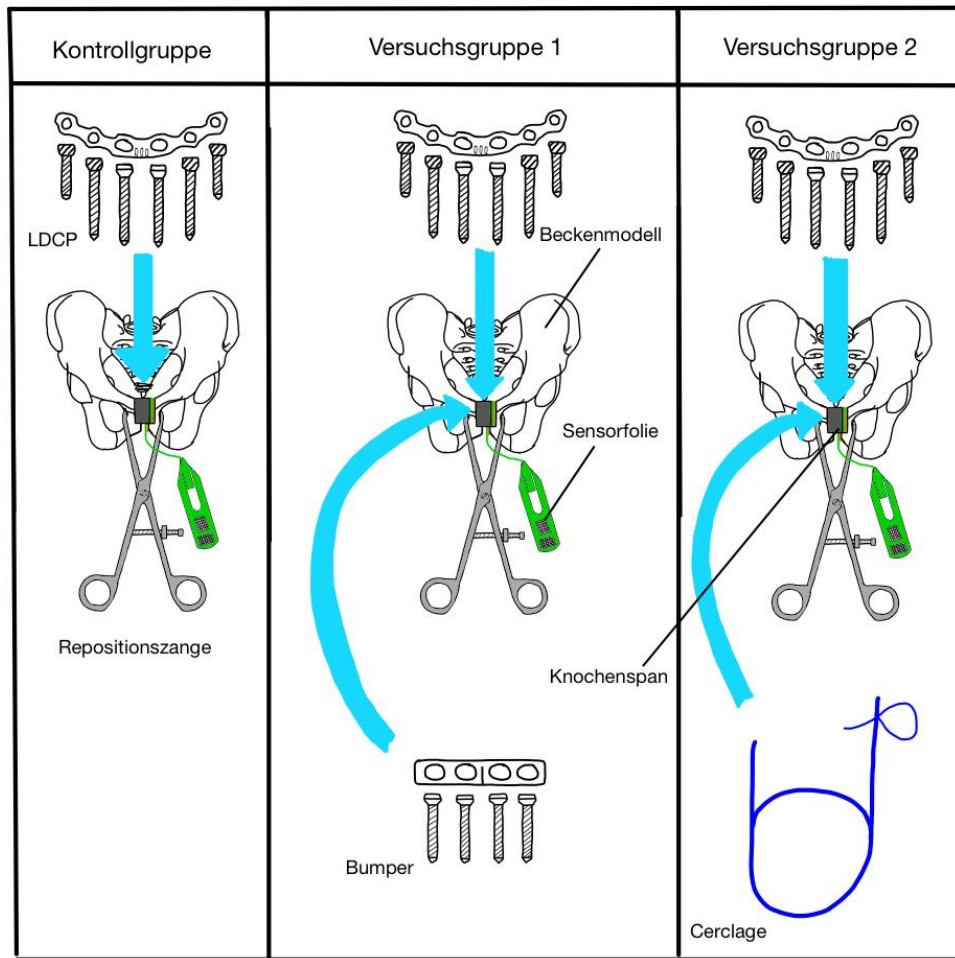
Die in der Auswertung betrachteten Messpunkte lagen bei 50 N (Schritt 2), 100 N (Schritt 40), 300 N (Schritt 100), 400 N (Schritt 140), sowie am Ende erneut 50 N (Schritt 142), um die Werte vor der Belastung mit Werten nach der Belastung vergleichen zu können.

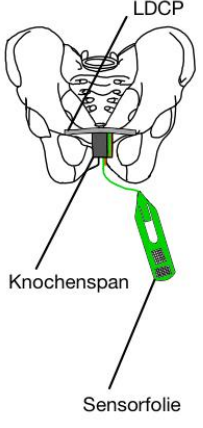
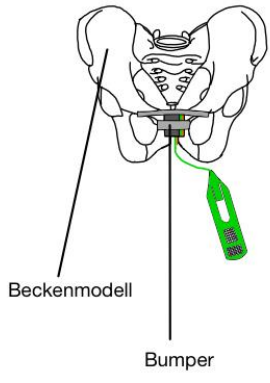
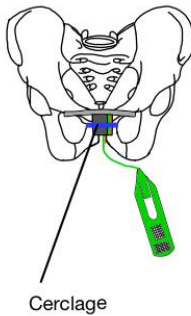
Nachdem der komplette Messzyklus bei einem Beckenmodell durchlaufen war wurde es anschließend wieder aus der Prüfungsmaschine ausgespannt und es wurden abschließend nochmals die Parameter Kompressionskraft und Kompressionsfläche mittels der Sensorfolie gemessen, um ein mögliches Versagen der Osteosynthese nach Belastung auszuschließen.



Kontrollgruppe	Versuchsgruppe 1	Versuchsgruppe 2
Allgemeines Präparieren des Beckenmodells		
 Einbringen von Sensorfolie und Knochenspan		

Kontrollgruppe	Versuchsgruppe 1	Versuchsgruppe 2
Allgemeines Präparieren des Beckenmodells		
 Reposition und Einbringen von Knochenspan und Sensorfolie in den Symphysenspalt		



Kontrollgruppe	Versuchsgruppe 1	Versuchsgruppe 2
 LDCP Knochenspan Sensorfolie	 Beckenmodell Bumper	 Cerclage

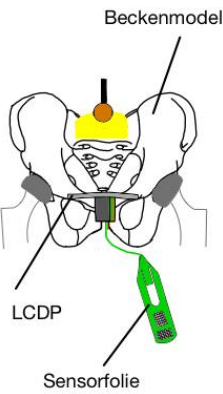
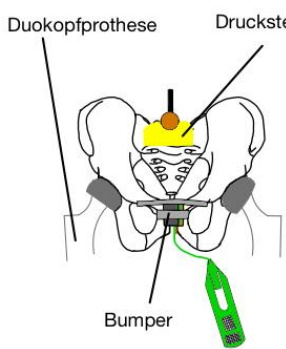
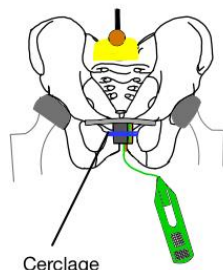
Kontrollgruppe	Versuchsgruppe 1	Versuchsgruppe 2
Setup des Beckenmodells in der Instron Prüfungsmaschine		
 Beckenmodell LDCP Sensorfolie	 Duokopfprothese Druckstempel Bumper	 Cerclage

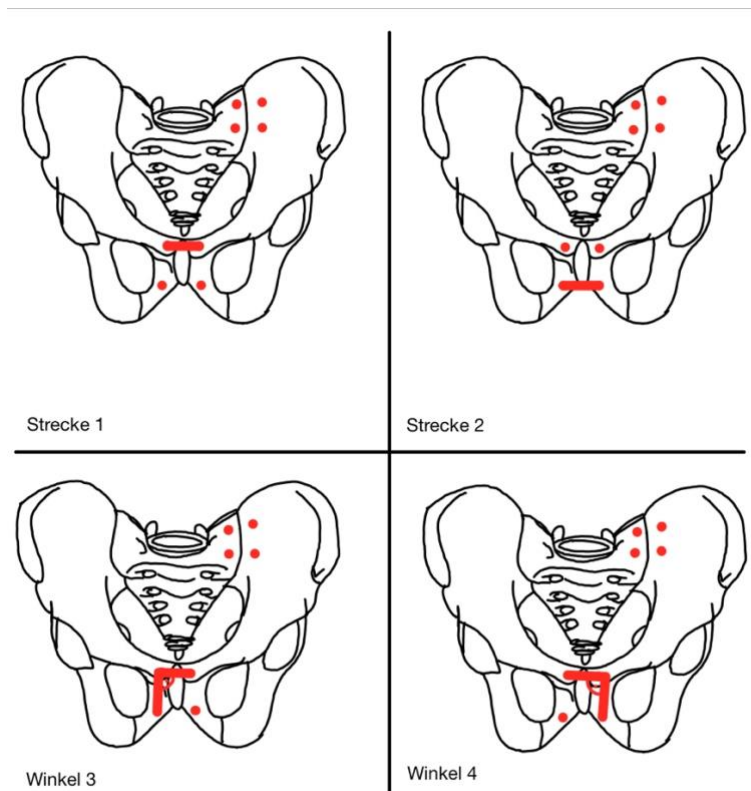
Abb.19 Schemazeichnungen Versuchsaufbau und Versuchsablauf

4.2.6 Messparameter

Die Messparameter wurden im Allgemeinen jeweils für die drei verschiedenen Versorgungsmethoden im Zweibein- und Einbeinstand erfasst.

Durch das I-Scan™ System konnten Daten in Bezug auf die Kontaktfläche im Bereich der Symphysiodese in mm² aufgezeichnet werden. Zudem konnte die Kompressionskraft in Newton im Bereich der Osteosynthese ermittelt werden. Da die Parameter Kontaktfläche und Kompressionskraft eine große Bedeutung für den Erfolg der endgültigen Versorgungsmethode im Bereich der Symphysiodese darstellen wurde zusätzlich zur totalen Betrachtung des Versorgungsbereiches noch eine segmentale Betrachtung durchgeführt. Dazu wurde der dargestellte Bereich der TecScan-Folie in Bezug auf Kraft und Kompressionsfläche im weiteren Verlauf in drei gleich große Segmente aufgeteilt und analysiert, um lokale Unterschiede der Symphysiodesemethoden zu ermitteln.

Durch das System des OptiTrack-Motion-Capture (Prime^x 13 Serie, Firma OptiTrack, Corvallis, Oregon, USA) konnte die Verschiebung der Hemi-Becken gegeneinander betrachtet werden. Dazu wurden verschiedene Strecken und Winkel (siehe Abbildung 20) ausgehend von der zu Beginn kalibrierten Ausgangsposition zwischen den angebrachten Markerpunkten ermittelt und analysiert.



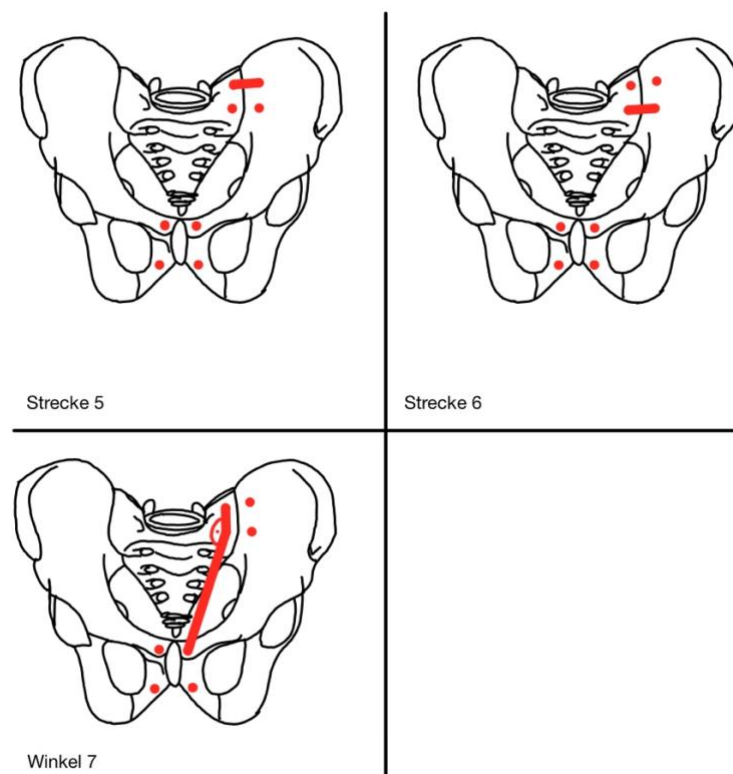


Abb.20 Schemazeichnung der gemessenen Strecken und Winkel des OptiTrack-Motion-Capture

4.2.7 Statistik

Zur Analyse der erhobenen Daten wurde das Statistikprogramm SigmaPlot Version 13 (Systat Software GmbH, Erkrath, Deutschland) verwendet. Zu Beginn wurde eine One-Way-ANOVA durchgeführt. Eine initial durchgeführte Power Analyse zeigte, dass mit einer Gruppengröße von $n=8$ pro Gruppe eine Power von 0,8 bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ besteht.

Bei signifikanten Ergebnissen ($p < 0,05$), erfolgte anschließend ein Post-hoc Test, um festzustellen, welche der drei Gruppen sich von den anderen signifikant unterscheidet.

5 Ergebnisse

5.1 Kraftsensorfolien

Als Kraftsensorfolie wurde, wie zuvor in 5.1.3.2 beschrieben, das I-ScanTM System verwendet. So konnte die im Symphysenspalt wirkende Kraft in Echtzeit gemessen werden. Die gemessenen Kraftniveaus konnten von der zugehörigen Software des Programmes grafisch dargestellt werden. Durch die unterschiedlich stark belasteten Zellen des Pressure Mapping Sensors erscheint eine Grafik der Symphyse, die die unterschiedlichen Kraftniveaus repräsentiert. In der gewählten Darstellungsform wird ein niedriges Kraftniveau durch die Farbe Blau dargestellt. Das rote Farbspektrum zeigt ein hohes Kraftniveau an.

Die nachfolgenden Abbildungen stellen je ein Exemplar für das Bild der Kraft im Symphysenspalt bei der Belastung von 400 N dar. Die Abbildungen zeigen repräsentativ den Ein-, sowie Zweibeinstand eines ausgewählten Versuches in den jeweiligen Versorgungsmethoden (Kontrollgruppe, Versuchsgruppe 1, Versuchsgruppe 2).

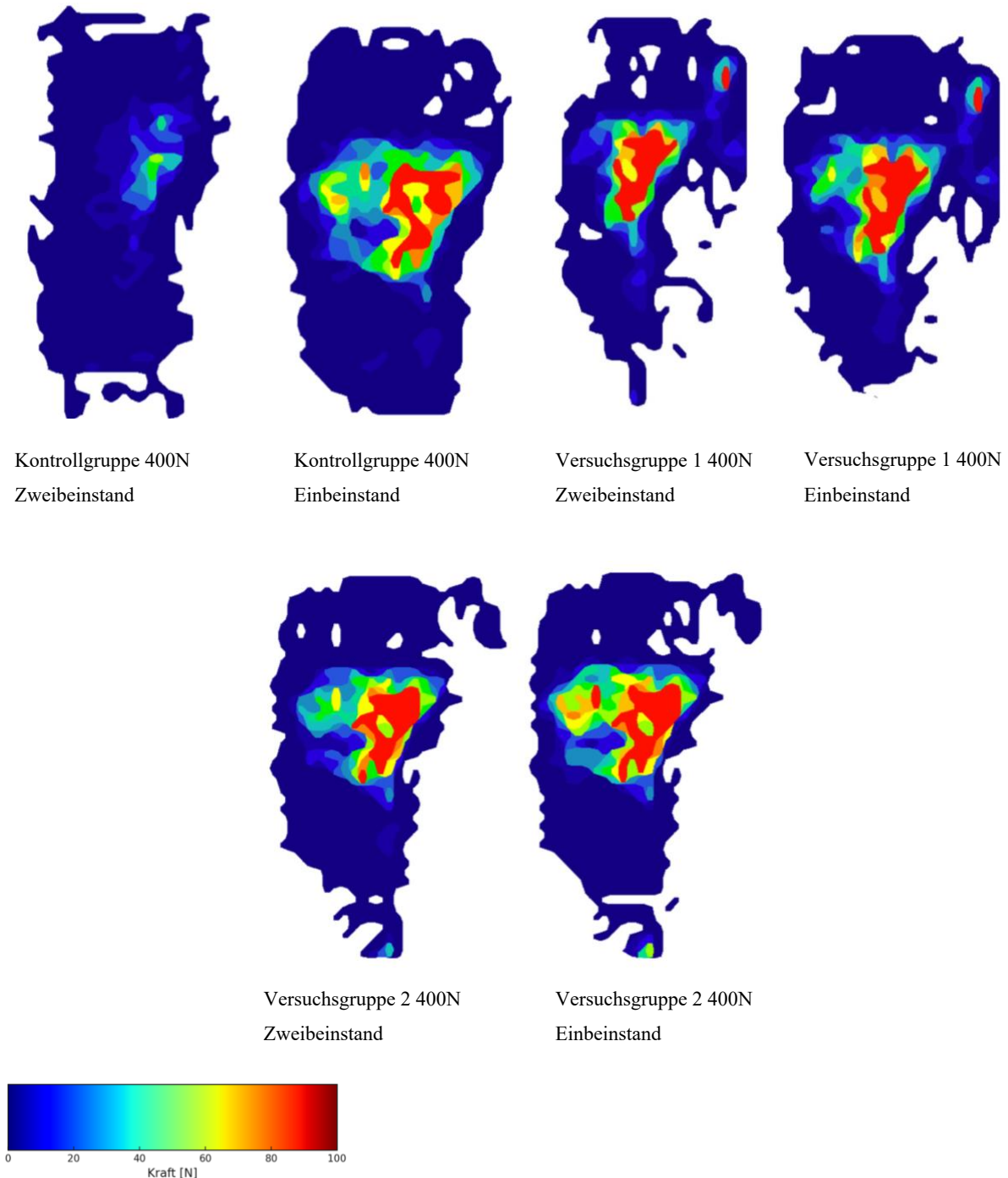


Abb.21 I-Scan Symphysenquerschnitte unter der Belastung von 400 N (Kranial in der Abbildung entspricht dem kranialen Anteil der Symphyse; kaudal in der Abbildung entspricht dem kaudalen Anteil der Symphyse) mit Legende

5.1.1 Kompressionskraft

Zu den jeweiligen Messzeitpunkten Osteosynthese, 50 N Belastung, 400 N Belastung und finale Entlastung wurde anhand der Sensorfolie die Gesamtkompressionskraft im Symphysenspalt ermittelt. Die Messzeitpunkte waren bei den drei gewählten Versorgungsmethoden im Ein- und Zweibeinstand identisch. Zum statistischen Vergleich der Mittelwerte der einzelnen Versorgungen wurde ein One Way Anova Test verwendet. Bei signifikanten Ergebnissen ($p < 0,05$), erfolgte anschließend ein Post-hoc Test.

Zweibeinstand:

Finale Osteosynthese:

Die Kontrollgruppe zeigte einen Mittelwert von 120,35 N (SD $\pm 27,20$). Die Versuchsgruppe 1 zeigte ein Mittel von 107,27 N (SD $\pm 32,68$) und bei der Versuchsgruppe 2 143,57 N (SD $\pm 32,97$). Es zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen.

50 N Belastung:

Bei einer Belastung von 50 N wurde bei den Becken in der Kontrollgruppe ein Mittelwert von 114,68 N (SD $\pm 26,56$) erfasst. Der Mittelwert der Versuchsgruppe 1 lag bei 104,47 N (SD $\pm 33,01$), der der Versuchsgruppe 2 bei 141,42 N (SD $\pm 33,48$). Bei der Belastung mit 50 N zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Gruppen.

400 N Belastung:

Bei 400 N Belastung erreichte die Kontrollgruppe einen Mittelwert von 88,20 N (SD $\pm 20,88$). Die Versuchsgruppe 1 ein Mittel von 93,22 N (SD $\pm 31,57$) und die Versuchsgruppe 2 131,50 N (SD $\pm 31,74$). Es zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den drei Gruppen von $p = 0,019$. In der Versuchsgruppe 2 zeigte sich eine signifikant größere Kompressionskraft gegenüber der Kontrollgruppe. Die Versuchsgruppe 1 zeigt einen nicht signifikanten Unterschied zur Kontrollgruppe.

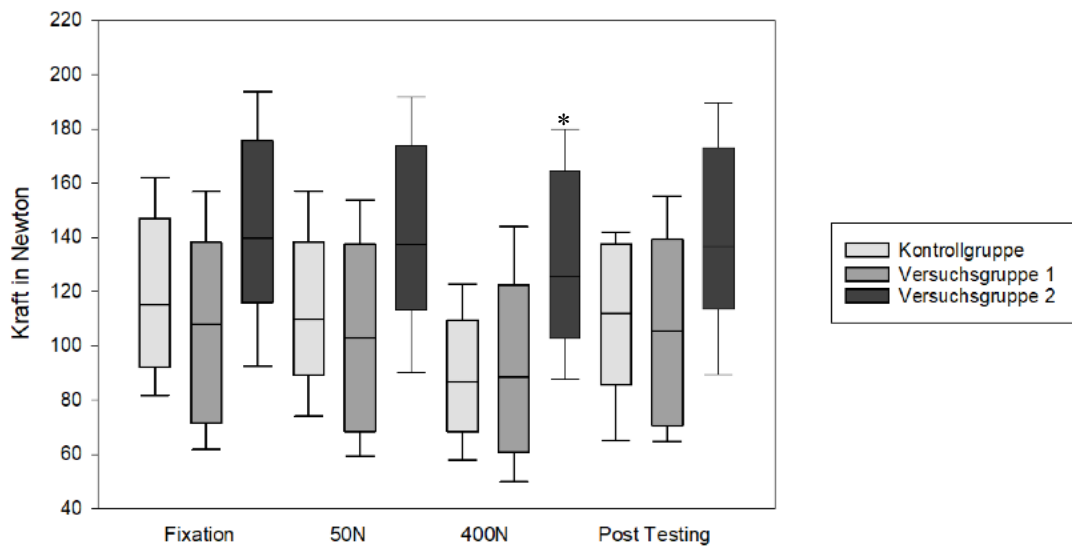
Finale Entlastung:

Nachdem die zyklische Belastung durchlaufen war, zeigte sich bei den Becken der Kontrollgruppe ein Mittel von 110,30 N (SD $\pm$ 25,59), bei der Versuchsgruppe 1 ein Mittel von 106,65 N (SD $\pm$ 32,36) und bei der Versuchsgruppe 2 ein Mittelwert von 140,62 N (SD $\pm$ 32,84). Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen.

	Kontrollgruppe	Versuchsgruppe 1	Versuchsgruppe 2
Finale Osteosynthese	120,35 N (SD $\pm$ 27,20)	107,27 N (SD $\pm$ 32,68)	143,57 N (SD $\pm$ 32,97)
50 N Belastung	114,68 N (SD $\pm$ 26,56)	104,47 N (SD $\pm$ 33,01)	141,42 N (SD $\pm$ 33,48)
400 N Belastung	88,20 N (SD $\pm$ 20,88)	93,22 N (SD $\pm$ 31,57)	131,50 N (SD $\pm$ 31,74)
Finale Entlastung	110,30 N (SD $\pm$ 25,59)	106,65 N (SD $\pm$ 32,36)	140,62 N (SD $\pm$ 32,84)

Tabelle 1: Mittelwerte und Standardabweichung der drei Osteosyntheseverfahren; Zweibeinstand, Kompressionskraft

Kompressionskraft Zweibeinstand



* Signifikant größere Kompressionskraft gegenüber der Kontrollgruppe bei gleicher Belastung

Abb.22 Boxplots der Kompressionskraft der drei Versorgungsmethoden im Zweibeinstand zu den jeweiligen Messpunkten

Einbeinstand:

Finale Osteosynthese:

Die Versorgung der Kontrollgruppe zeigt im Einbeinstand einen Mittelwert von 111,98 N (SD $\pm 27,99$). In der Versuchsgruppe 1 zeigte sich ein Mittel von 112,03 N (SD $\pm 32,50$) und in der Versuchsgruppe 2 142,32 N (SD $\pm 33,03$). Es wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt ($p > 0,05$).

50 N Belastung:

Bei der Krafteinwirkung von 50 N zeigte sich bei den Becken der Kontrollgruppe ein Mittelwert von 119,46 N (SD $\pm$ 29,77). Das Mittel der Versuchsgruppe 1 lag bei 117,07 N (SD $\pm$ 32,92), der Mittelwert der Becken der Versuchsgruppe 2 lag bei 144,88 N (SD $\pm$ 35,05). Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ($p > 0,05$).

400 N Belastung:

Unter der Krafteinwirkung von 400 N lag der Mittelwert der Becken der Kontrollgruppe bei 164,60 N (SD $\pm$ 42,56). Bei der Versorgung der Versuchsgruppe 1 zeigte sich ein Mittel von 152,86 N (SD $\pm$ 39,28) und bei der Versuchsgruppe 2 ein Mittelwert von 174,16 N (SD $\pm$ 42,08). Es zeigte sich kein signifikanter statistischer Unterschied zwischen den Gruppen ($p > 0,05$).

Finale Entlastung:

Nach der zyklischen Belastung zeigte sich ein Mittelwert von 106,65 N (SD $\pm$ 27,01) bei den Becken der Kontrollgruppe, bei der Versorgung der Versuchsgruppe 1 lag der Mittelwert bei 108,11 N (SD $\pm$ 30,74) und bei der Versuchsgruppe 2 zeigte sich ein Mittelwert von 139,17 N (SD $\pm$ 33,42). Auch hier ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Versorgungsmethoden ($p > 0,05$).

Zu allen geprüften Belastungszeitpunkten der verschiedenen Osteosyntheseverfahren zeigte sich im Einbeinstand kein signifikanter Unterschied. Wie auch beim Zweibeinstand stellte sich die größte Kraftentwicklung im Symphysenspalt jeweils bei der Osteosynthese der Versuchsgruppe 2 dar.

Im Vergleich zum Zweibeinstand entsteht unter zunehmender Belastung im Einbeinstand eine höhere Kraft im Symphysenspalt. Beim Zweibeinstand nimmt die Kraft hingegen mit höheren Belastungen ab.

	Kontrollgruppe	Versuchsgruppe 1	Versuchsgruppe 2
Finale Osteosynthese	111,98 N (SD $\pm$ 27,99)	112,03 N (SD $\pm$ 32,50)	142,32 N (SD $\pm$ 33,03)
50 N Belastung	119,46 N (SD $\pm$ 29,77)	117,07 N (SD $\pm$ 32,92)	144,88 N (SD $\pm$ 35,05)
400 N Belastung	164,60 N (SD $\pm$ 42,56)	152,86 N (SD $\pm$ 39,28)	174,16 N (SD $\pm$ 42,08)
Finale Entlastung	106,65 N (SD $\pm$ 27,01)	108,11 N (SD $\pm$ 30,74)	139,17 N (SD $\pm$ 33,42)

Tabelle 2: Mittelwerte und Standardabweichung der drei Osteosyntheseverfahren; Einbeinstand, Kompressionskraft

Kompressionskraft Einbeinstand

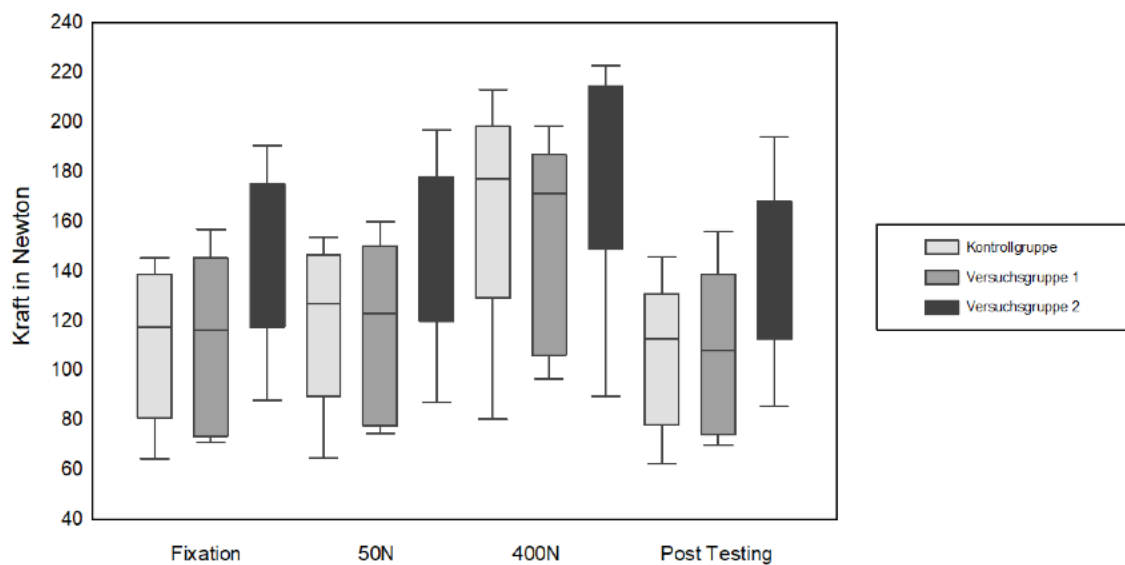


Abb.23 Boxplots der Kompressionskraft der drei Versorgungsmethoden im Einbeinstand zu den jeweiligen Messpunkten

5.1.2 Kontaktfläche

Analog zu der Auswertung der Kompressionskraft verläuft die Auswertung der Kontaktfläche zu den Zeitpunkten finale Osteosynthese, 50 N Belastung, 400 N Belastung und finale Entlastung. Die angegebenen Werte entsprechen dem Mittelwert der Kontaktfläche zum jeweiligen Zeitpunkt.

Zweibeinstand:

Finale Osteosynthese:

Nach der finalen Osteosynthese zeigte sich bei den Beckenmodellen der Kontrollgruppe ein Mittelwert von $278,5 \text{ mm}^2$ (SD $\pm 47,74$). Bei der Versorgung der Versuchsgruppe 1 ergab sich ein durchschnittlicher Wert von $221,63 \text{ mm}^2$ (SD $\pm 45,6$). In der Versuchsgruppe 2 lag der Mittelwert bei $266,88 \text{ mm}^2$ (SD $\pm 37,73$). Es zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den drei Gruppen ($p \pm 0,027$).

Dabei zeigt die Versuchsgruppe 1 gegenüber der Kontrollgruppe und der Versuchsgruppe 2 eine signifikant kleinere Kontaktfläche. Zwischen der Kontrollgruppe und der Versuchsgruppe 2 zeigt sich kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$).

50 N Belastung:

Bei der Belastung mit 50 N zeigte sich bei der Kontrollgruppe ein Mittel von $270,13 \text{ mm}^2$ (SD ± 46). In der Versuchsgruppe 1 wurden $218,88 \text{ mm}^2$ (SD $\pm 42,66$) erreicht. Die Osteosynthese der Versuchsgruppe 2 ergab ein Mittel von $262,88 \text{ mm}^2$ (SD $\pm 42,64$). Auch hier zeigte sich ein signifikanter Unterschied (p

$\pm 0,043$). Die Versuchsgruppe 1 zeigt einen signifikant kleinere Kontaktfläche gegenüber den anderen Gruppen.

400 N Belastung:

Bei der Belastung von 400 N konnte in der Kontrollgruppe ein Mittelwert von 258 mm^2 (SD $\pm 43,65$) erreicht werden, die Versuchsgruppe 1 erlangte einen Mittelwert von $207,3 \text{ mm}^2$ (SD ± 39) und die Versuchsgruppe 2 $253,5 \text{ mm}^2$ (SD $\pm 40,64$), wodurch sich auch bei dieser Belastung ein signifikanter Unterschied ermitteln lässt ($p \pm 0,027$). Dieser zeigt sich in einer signifikant kleineren Kontaktfläche der Versuchsgruppe 1 gegenüber der Kontrollgruppe und der Versuchsgruppe 2.

Finale Entlastung:

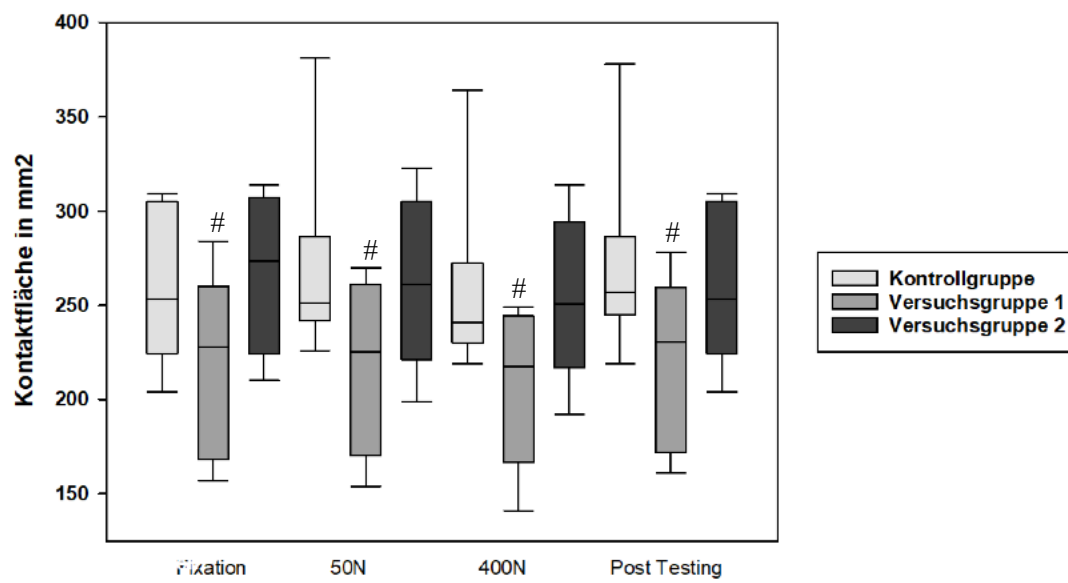
Ebenfalls zeigten sich nach der Entlastung signifikant messbare Werte zwischen den drei Osteosynthesemethoden ($p \pm 0,049$). Die durchschnittliche Fläche der Osteosynthese der Kontrollgruppe lag bei $271,5 \text{ mm}^2$ (SD $\pm 44,96$). In der Versuchsgruppe 1 lag der Wert bei $222,13 \text{ mm}^2$ (SD $\pm 41,98$) und in der Versuchsgruppe 2 wurden $260,75 \text{ mm}^2$ (SD $\pm 38,93$) erreicht. Die Versuchsgruppe 1 zeigt eine signifikant kleinere Kontaktfläche als die Kontrollgruppe und die Versuchsgruppe 2.

Im Hinblick auf die Mittelwerte der Kontaktfläche des Zweibeinstandes kann insgesamt ein statistisch signifikanter Unterschied zu allen Messzeitpunkten festgestellt werden. Die Versuchsgruppe 1 zeigt hierbei die geringste Kontaktfläche. Die Kontrollgruppe erreicht zwar die höchsten Werte in Bezug auf die Fläche, jedoch ist in der Gesamtbetrachtung die Abnahme der Kontaktfläche während der Belastungsdynamik bei der Versuchsgruppe 2 am geringsten. Insgesamt kann wie bei der Kontaktfläche im Zweibeinstand ein Abnehmen der Parameter bei zunehmender Belastung festgestellt werden.

	Kontrollgruppe	Versuchsgruppe 1	Versuchsgruppe 2
Finale Osteosynthese	278,5 mm ² (SD $\pm 47,74$)	221,63 mm ² (SD $\pm 45,6$)	266,88 mm ² (SD $\pm 37,73$)
50 N Belastung	270,13 mm ² (SD ± 46)	218,88 mm ² (SD $\pm 42,66$)	262,88 mm ² (SD $\pm 42,64$)
400 N Belastung	258 mm ² (SD $\pm 43,65$)	207,3 mm ² (SD ± 39)	253,5 mm ² (SD $\pm 40,64$)
Finale Entlastung	271,5 mm ² (SD $\pm 44,96$)	222,13 mm ² (SD $\pm 41,98$)	260,75 mm ² (SD $\pm 38,93$)

Tabelle 3: Mittelwerte und Standardabweichung der drei Osteosyntheseverfahren, Kontaktfläche, Zweibeinstand

Kontaktfläche Zweibeinstand



signifikant kleinere Kontaktfläche gegenüber der Kontrollgruppe und der Versuchsgruppe 2 bei gleicher Belastung

Abb.24 Boxplots der Kontaktfläche der drei Versorgungsmethoden im Zweibeinstand zu den jeweiligen Messpunkten

Einbeinstand:

Finale Osteosynthese:

Nach Abschluss der Osteosynthese zeigte sich im Einbeinstand in der Kontrollgruppe eine mittlere Kontaktfläche von 271 mm² (SD ±50,85). Bei der Versuchsgruppe 1 zeigte sich ein Wert von 235,13 (SD ±46,35). Die Versuchsgruppe 2 erreichte ein Mittel von 250,88 (SD ±38,55). Es konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden ($p > 0,05$).

50 N Belastung:

Bei der Belastung von 50 N lag der Wert der Kontrollgruppe bei 270,88 mm² (SD ±51,88). Die Versuchsgruppe 1 zeigte einen Mittelwert von 241,63 mm² (SD ±50,03), die Versuchsgruppe 2 267,5 mm² (SD ±40,64). Auch in dieser Messung zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Gruppen ($p > 0,05$).

400 N Belastung:

Während der Belastung von 400N zeigte sich in der Kontrollgruppe ein Mittelwert von 277,25 mm² (SD ±50,78). Die Versuchsgruppe 1 erreichte 254,12 mm² (SD ±51,43). Die Versuchsgruppe 2 ergab ein Mittel von 272,88 mm² (SD ±39,55). Bei der Belastung von 400 N konnte ebenfalls kein signifikanter Unterschied ermittelt werden ($p > 0,05$).

Finale Entlastung:

Zum Zeitpunkt der finalen Entlastung im Einbeinstand ergaben sich keine signifikanten Unterschiede. Die Kontrollgruppe zeigte eine mittlere Fläche von 265,5 mm² (SD ±47,28), die Versuchsgruppe 1 ein Mittel von 229,5 mm² (SD ±38,95) und die Versuchsgruppe 2 ein Mittel von 250,25 mm² (SD ±37,03).

	Kontrollgruppe	Versuchsgruppe 1	Versuchsgruppe 2
Finale Osteosynthese	271 mm ² (SD ±50,85)	235,13 (SD ±46,35)	250,88 (SD ±38,55)
50 N Belastung	270,88 mm ² (SD ±51,88)	241,63 mm ² (SD ±50,03)	267,5 mm ² (SD ±40,64)
400 N Belastung	277,25 mm ² (SD ±50,78)	254,12 mm ² (SD ±51,43)	272,88 mm ² (SD ±39,55)
Finale Entlastung	265,5 mm ² (SD ±47,28)	229,5 mm ² (SD ±38,95)	250,25 mm ² (SD ±37,03)

Tabelle 4: Mittelwerte und Standardabweichung der drei Osteosyntheseverfahren, Kontaktfläche, Einbeinstand

Kontaktfläche Einbeinstand

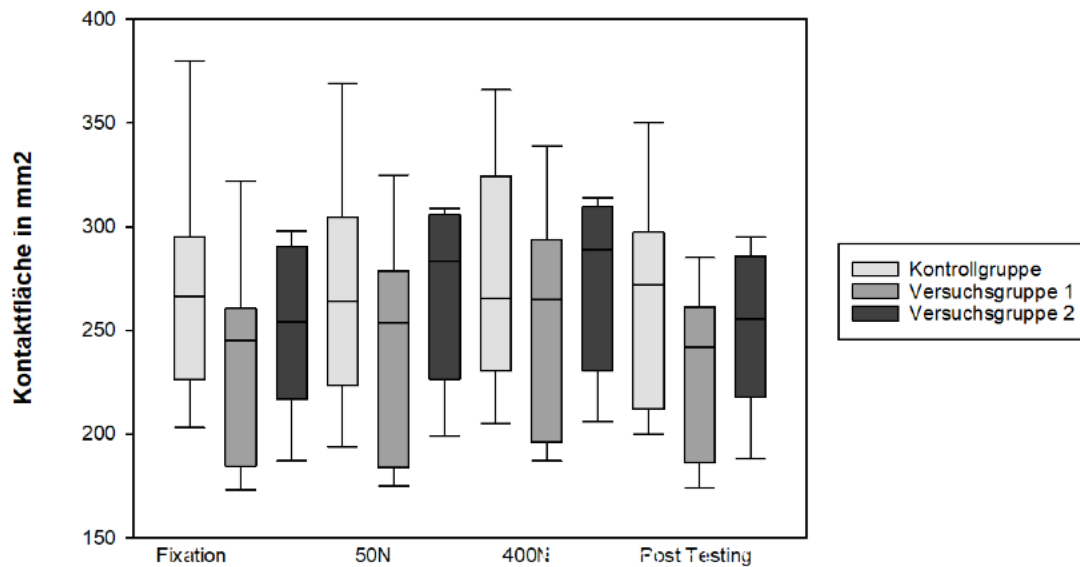


Abb.25 Boxplots der Kontaktfläche der drei Versorgungsmethoden im Einbeinstand zu den jeweiligen Messpunkten

Bei der Gesamtbetrachtung der Kontaktfläche des Einbeinstandes zeigten sich im Vergleich zum Zweibeinstand keine signifikanten Unterschiede. Auch hier erreicht die Versorgung der Versuchsgruppe 2 die geringste Kontaktfläche, jedoch mit dem größten Flächenzuwachs bei zunehmender Belastung. Die Werte der Versuchsgruppe 2 weisen vor und nach der Belastung nahezu identische Werte auf. Aufgrund der Physiologie der Bewegung des Einbeinstandes sind die Werte bei höherer Belastung zunehmend.

Innerhalb der jeweiligen Gruppen zeigt sich durch zunehmende axiale Belastung im Einbeinstand eine Zunahme der Kontaktfläche im Symphysenspalt. Die größte Flächenzunahme wird unter zunehmender Belastung in der Versuchsgruppe 2 erreicht.

5.1.3 Segmentale Auswertung

Um eine genauere Analyse der Kompressionskraft und Kontaktfläche zu erhalten, wurde die Pressure Mapping Sensor Folie in drei identisch große Segmente unterteilt. Das Segment 1 entspricht dabei dem kranialen Drittel im Symphysenspalt. Das Segment 2 liegt mittig. Es ist kranial durch das Segment 1 und kaudal durch Segment 3 begrenzt. Das Segment 3 repräsentiert das kaudale Drittel des Symphysenspalt. Die segmentale Auswertung wurde unter den drei verschiedenen Osteosynthesemethoden im Zweibein-, sowie Einbeinstand durchgeführt. Für ein optimales Gegenüberstellen der Osteosyntheseverfahren wurde die finale Osteosynthese mit dem Belastungszeitpunkt von 400 N verglichen.

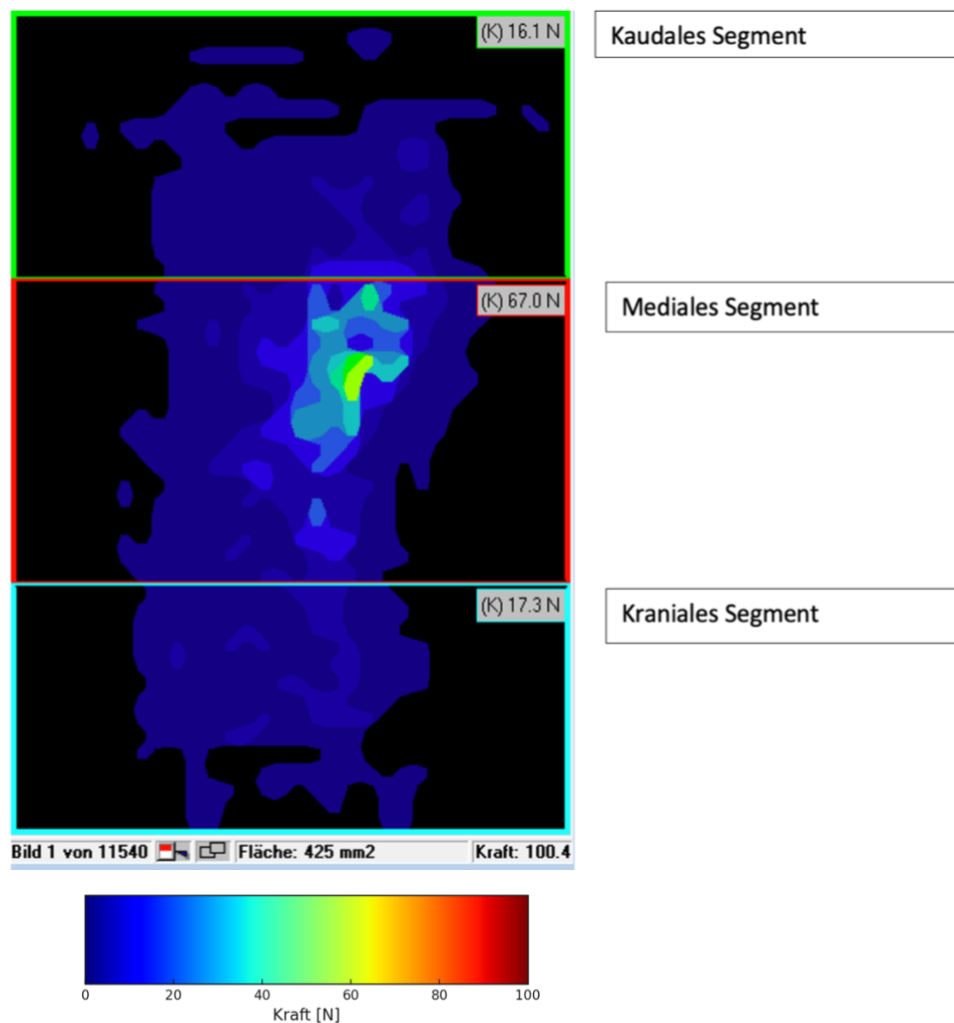


Abb.26 Segmentale Auswertung- kranial, medial und kaudales Segment und entsprechende Legende

5.1.3.1 Segmentale Kompressionskraft

Zweibeinstand:

Finale Osteosynthese:

Die segmentale Kraftverteilung zeigte die höchsten prozentualen Werte im medialen Segment. Die größte Kraft wurde im medialen Segment der Versuchsgruppe 2 gemessen (Mittelwert = 63,3 N, SD $\pm 27,85$). Dies entspricht 44,1 % der Gesamtkraft. Bei der Osteosynthese der Kontrollgruppe wird medial eine prozentuale Kraft von 38,44 % erreicht (Mittelwert = 46,263 N, SD $\pm 20,47$), bei der Versorgung der Versuchsgruppe 1 40,07 % (Mittelwert = 43 N, SD $\pm 25,68$).

Der geringste prozentuale Kraftanteil wird bei den drei Osteosyntheseverfahren jeweils im kranialen Segment erzielt. Die Versuchsgruppe 1 erreicht dort den kleinsten prozentualen Anteil mit 20,03 % (Mittelwert = 21,488 N, SD $\pm 16,19$). Die erzielten Werte der Versuchsgruppe 2 liegen mit 20,32 % knapp gleich auf (Mittelwert = 29,175 N, SD $\pm 23,5$). In der Kontrollgruppe ergab sich ein Wert von 24,2 % (Mittelwert = 29,125 N, SD $\pm 19,49$).

Im kaudalen Segment stellt sich der höchste Wert mit 39,9 % bei der Versorgung der Versuchsgruppe 2 dar (Mittelwert = 42,813 N, SD $\pm 12,45$). Die Versuchsgruppe 2 erreichte kaudal 35,58 % (Mittelwert = 51,075 N, SD $\pm 18,55$), die Kontrollgruppe 37,36 % (Mittelwert = 44,975 N, SD $\pm 18,32$).

Belastung:

Die prozentualen Werte bei der Belastung von 400 N beziehen sich auf die Gesamtkraft, die bei der finalen Osteosynthese der jeweiligen Versorgungsmethode erreicht wurde.

Durch die axiale Belastung von 400 N im Zweibeinstand zeigt sich insgesamt eine Abnahme der Kraft im Vergleich zur finalen Osteosynthese ohne Belastung. Die prozentuale Kraftabnahme ist bei der Versorgung der Versuchsgruppe 2 mit 8,43 % am geringsten. In der Versuchsgruppe 1 kommt es durch die Belastung im Zweibeinstand zu einer Verringerung der Kraft um 13,1 %, bei der Kontrollgruppe um 26,74 %. Bezogen auf die segmentale Kraftverteilung zeigen sich ähnliche Verteilungen, wie bei der finalen Osteosynthese. Die größten Werte werden jeweils im medialen Segment erreicht. Die Versuchsgruppe 2 erlangt hier den höchsten Wert mit 43,84 % (Mittelwert = 62,938 N, SD $\pm 32,25$). Bei der Versuchsgruppe 1 liegt der Kraftanteil im medialen Segment bezogen auf den Ausgangswert der erreichten Gesamtkraft der finalen Osteosynthese bei 40,67 % (Mittelwert = 43,638 N, SD $\pm 26,96$), bei der Kontrollgruppe liegt er bei 30,38 % (Mittelwert = 36,563 N, SD $\pm 20,97$). In den kranialen Anteilen kommt es jeweils zu einer geringen Kraftabnahme. Der größte prozentuale Kraftverlust ist im kranialen Segment der Kontrollgruppe mit 19,06 % (Mittelwert = 22,938 N, SD $\pm 15,21$) zu beobachten. Kranial reduziert sich der prozentuale Anteil während der Belastung in der Versuchsgruppe 1 auf 18,84 %

(Mittelwert = 20,212N, SD $\pm$ 14,2). Die Versuchsgruppe 2 reduziert auf 18,92 % (Mittelwert = 27,150 N, SD $\pm$ 20,63).

Aufgrund der anatomischen Gegebenheiten bei der Belastung im Zweibeinstand wird der höchste prozentuale Kraftverlust jeweils im kaudalen Segment erreicht. Während der Belastung werden in der Kontrollgruppe kaudal 23,82 % (Mittelwert = 28,675 N, SD $\pm$ 13,13) gemessen, die Versuchsgruppe 1 erreicht 27,39 % (Mittelwert = 29,387 N, SD $\pm$ 8,58) und die Versuchsgruppe 2 28,81 % (Mittelwert = 41,362 N, SD $\pm$ 16,52).

Kontrollgruppe			Versuchsgruppe 1			Versuchsgruppe 2		
	Final	400N		Final	400N		Final	400N
Kranial	24,20%	19,06%		20,03%	18,84%		20,32%	18,92%
Medial	38,44%	30,38%		40,07%	40,67%		44,10%	43,84%
Kaudal	37,36%	23,82%		39,90%	27,39%		35,58%	28,81%
Gesamt	100%	73,26%		100%	86,90%		100%	91,57%

Tabelle 5 Prozentuale segmentale Kraftverteilung bezogen auf die Gesamtkraft der finalen Osteosynthese der jeweiligen Osteosynthesemethode im Zweibeinstand

Zweibeinstand segmentale Kraftverteilung finale Osteosynthese vs. 400 N

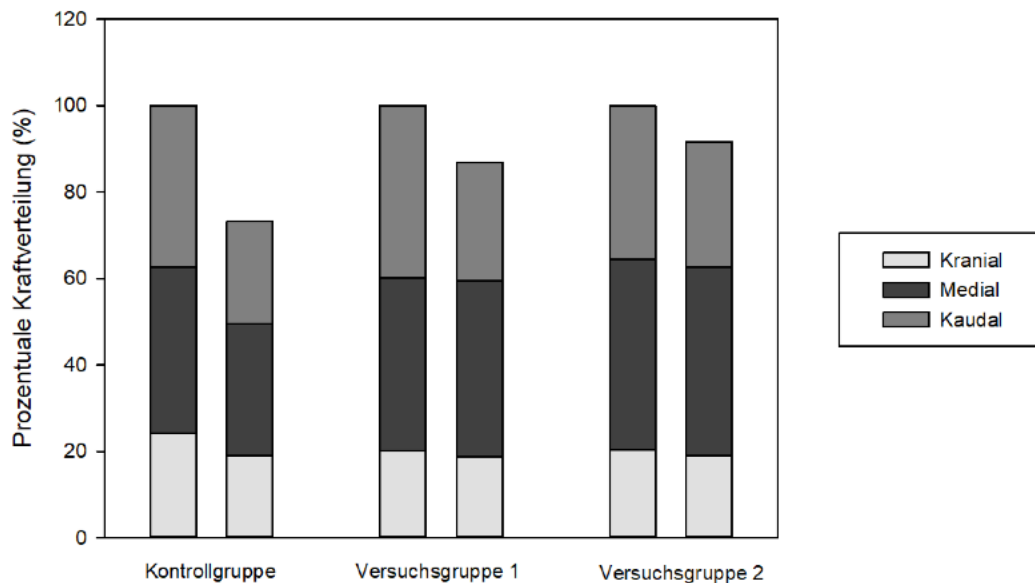


Abb. 27 Vergleich der segmentalen Kraftverteilung von finaler Osteosynthese und 400 N im Zweibeinstand

Einbeinstand:

Finale Osteosynthese:

Die größten prozentualen Werte der segmentalen Kraftverteilung zum Zeitpunkt der finalen Osteosynthese zeigten sich im medialen Segment. Der größte prozentuale Anteil liegt im medialen Segment der Versorgungsgruppe 2 mit einem prozentualen Wert von 45,24 % (Mittelwert = 50,675 N, SD $\pm$ 22,33). In der Versuchsgruppe 2 wird ein Anteil von 44,42 % (Mittelwert = 63,25 N, SD $\pm$ 28,52) erreicht. Der Anteil des medialen Segmentes bei der Kontrollgruppe erreicht 41,3 % (Mittelwert = 46,237 N, SD $\pm$ 23,05). Die Werte im kranialen Bereich ähneln den Werten aus dem Zweibeinstand der segmentalen Kraftverteilung. Bei der Kontrollgruppe kann ein prozentualer Wert von 20,74 % (Mittelwert = 23,213 N, SD $\pm$ 18,24) im kranialen Segment gemessen werden. Bei der Versorgung der Versuchsgruppe 1 liegt der Wert im kranialen Segment bei 18,98 % (Mittelwert = 21,262 N, SD $\pm$ 14,05), bei der Versuchsgruppe 2 bei 20,4 % (Mittelwert = 29,012, SD $\pm$ 23,93). Vor der Belastung zeigte sich im kaudalen Segment in der Kontrollgruppe ein gemessener Wert von 37,96 % (Mittelwert = 42,5 N, SD $\pm$ 18,68). Bei der Versuchsgruppe 1 ergaben sich 35,78 % (Mittelwert = 40,075 N; SD $\pm$ 16,69) im kaudalen Segment. In der Versuchsgruppe 2 wurden 35,18 % (Mittelwert = 50,025 N, SD $\pm$ 21,67) erreicht.

Belastung:

Die prozentualen Werte der segmentalen Kraftverteilung bei Belastung von 400 N beziehen sich auf die Gesamtkraft, die im Einbeinstand vor Belastung gemessen wurde. Die gemessenen Werte im Einbeinstand zum Zeitpunkt der finalen Osteosynthese zeigen im Vergleich eine Zunahme der Gesamtkraft. Diese ist mit einer Steigerung auf 147 % bei der Osteosynthese der Kontrollgruppe am höchsten. Die geringste Steigerung zeigt sich bei der Versorgung der Versuchsgruppe 2. Hier ergab sich eine Zunahme der Gesamtkraft durch die Belastung auf 122,23 %. Wie auch bei der finalen Osteosynthese im Einbeinstand konnte jeweils der größte Anteil der Kraftverteilung in den medialen Segmenten gemessen werden. Mit 56,97 % (Mittelwert = 81,188 N, SD = $\pm$ 29) wird der höchste prozentuale Kraftanteil im medialen Segment bei Belastung bei der Versorgung durch die Versuchsgruppe 2 erreicht. In der Kontrollgruppe konnte ein Wert von 64,07 % (Mittelwert = 71,725 N, SD $\pm$ 30,7) im medialen Segment gemessen werden. Bei der Versorgung durch die Versuchsgruppe 2 zeigte sich ein Wert von 60,42 % (Mittelwert = 67,675 N, SD $\pm$ 29,18).

Durch die axiale Belastung von 400 N zeigte sich eine Erhöhung der Kraftverteilung insbesondere im kaudalen Segment. Die größte Steigerung ergab sich in der Kontrollgruppe auf 58,01 % (Mittelwert = 64,938 N, SD $\pm$ 25,8). Die Versuchsgruppe 1 erreichte durch die Belastung einen prozentualen Wert von 53,91 % (Mittelwert = 60,388 N, SD $\pm$ 21,06) im kaudalen Anteil. Die Versuchsgruppe 2 ergab den niedrigsten Wert mit 45,17 % (Mittelwert = 64,374 N, SD $\pm$ 26,74). Im kranialen Segment zeigten sich im Gesamten die geringste Veränderung im Vergleich zur finalen Osteosynthese. In der Kontrollgruppe

konnte ein Wert von 24,94 % (Mittelwert = 27,925 N, SD $\pm$ 25,01) gemessen werden. Bei der Versorgung der Versuchsgruppe 1 ergab sich 22,13 % (Mittelwert = 24,788 N, SD $\pm$ 20,87), die Versuchsgruppe 2 erreichte 20,09 % (Mittelwert = 28,625 N, SD $\pm$ 25,66).

Kontrollgruppe	Versuchsgruppe 1				Versuchsgruppe 2			
	Final	400N		Final	400N		Final	400N
Kranial	20,74%	24,94%		18,98%	22,13%		20,40%	20,09%
Medial	41,30%	64,07%		45,24%	60,42%		44,42%	56,97%
Kaudal	37,96%	58,01%		35,78%	53,91%		35,18%	45,15%
Gesamt	100%	147,00%		100%	136,46%		100%	122,23%

Tabelle 6 Prozentuale segmentale Kraftverteilung bezogen auf die Gesamtkraft der finalen Osteosynthese der jeweiligen Osteosynthesemethode im Einbeinstand

Einbeinstand segmentale Kraftverteilung finale Osteosynthese vs. 400 N

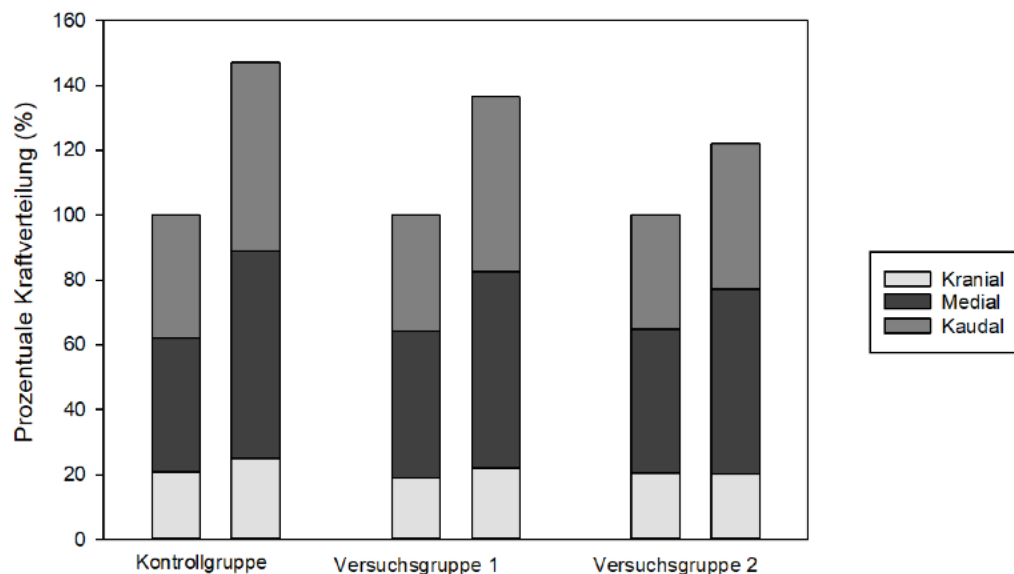


Abb. 28 Vergleich der segmentalen Kraftverteilung von finaler Osteosynthese und 400 N im Einbeinstand

5.1.3.2 Segmentale Kontaktfläche

Zweibeinstand:

Finale Osteosynthese:

Analog zur segmentalen Kraft wurde die segmentale Kontaktfläche ausgewertet. Im Zweibeinstand mit finaler Osteosynthese zeigte sich der größte Flächenanteil bei den drei Osteosyntheseverfahren jeweils im kaudalen Segment. Der höchste prozentuale Anteil liegt hier bei 37,32 % (Mittelwert = 82,75 mm², SD ±16,46) und wird durch die Versorgung der Versuchsgruppe 1 erreicht. Die Versorgung der Versuchsgruppe 2 erreicht im kaudalen Segment einen prozentualen Flächenanteil von 36,55 % (Mittelwert = 97,5 mm², SD ±18,45), die Kontrollgruppe 35,76 % (Mittelwert = 99,625 mm², SD ±21,89). Der geringste Flächenanteil kann jeweils im kranialen Segment gemessen werden. Bei der Kontrollgruppe liegt er bei 31,49 % (Mittelwert = 87,75 mm², SD ±18,54). Die Versuchsgruppe 1 erreicht im kranialen Segment einen mittleren prozentualen Wert von 29,31 % (Mittelwert = 65 mm², SD ±17,97), die Versuchsgruppe 2 29,15 % (Mittelwert = 77,75 mm², SD ±8,96). Im medialen Segment liegt der durchschnittliche prozentuale Flächenanteil bei der Versorgung durch die Kontrollgruppe bei 32,75 % (Mittelwert = 91,25 mm², SD ±15,33). In der Versuchsgruppe 2 konnte ein prozentualer Wert von 34,3 % (Mittelwert = 91,5 mm², SD ±16,37) ermittelt werden. In der Versuchsgruppe 1 zeigte sich eine durchschnittliche Fläche von 33,37 % (Mittelwert = 74 mm², SD ±19,53) im medialen Segment.

Belastung:

Wie auch bei der segmentalen Kompressionskraft beziehen sich die prozentualen Werte bei der Belastung auf die Gesamtfläche der finalen Osteosynthese. Insgesamt ist bei der Kontaktfläche im Zweibeinstand durch die Belastung eine Abnahme der Fläche zu beobachten. Der größte prozentuale Flächenverlust zeigt sich bei der axialen Belastung von 400N in der Kontrollgruppe mit 7,4 %. Bei der Versorgung der Versuchsgruppe 1 kommt es durch die axiale Belastung zu einem Verlust der zuvor gemessenen Kontaktfläche von 6,54 %. Der geringste Verlust der Kompressionsfläche ist in der Versuchsgruppe 2 zu beobachten und liegt bei 5,06 %.

Die höchsten Werte bezogen auf die Kontaktfläche werden nicht, wie bei der Kompressionskraft, im kaudalen Segment gemessen, sondern jeweils im medialen. In der Versuchsgruppe 1 wird im medialen Segment ein durchschnittlicher prozentualer Flächenanteil von 35,5 % (Mittelwert = 78,5 mm², SD ±19,08) ermittelt. Bei der Versuchsgruppe 2 zeigt sich ein prozentualer Wert von 34,25 % (Mittelwert = 91,375 mm², SD ±16,39). Die Kontrollgruppe erreicht 33,87 % (Mittelwert = 94,375 mm², SD ±18,57) im medialen Segment.

Im kaudalen Segment zeigt sich im Vergleich zur finalen Osteosynthese jeweils der größte prozentuale Flächenverlust. Durch die Belastung kann kaudal in der Versuchsgruppe 2 ein Wert von 33,51 % (Mittelwert = 89,375 mm², SD ±16,53) ermittelt werden. Bei der Versuchsgruppe 1 liegt der Anteil bei 30,61 % (Mittelwert = 67,875 mm², SD ±15,31). In der Kontrollgruppe zeigt sich ein prozentualer

Flächenanteil von 29,61 % (Mittelwert = 82,5 mm², SD ±14,92). Im kaudalen Segment zeigten sich ähnliche prozentuale Anteile, wie vor der Belastung. Die Osteosynthese der Kontrollgruppe erreicht einen prozentualen Flächenanteil von 29,12 % (Mittelwert = 81,125 mm², SD ±19,44) im kranialen Drittel. Die Versuchsgruppe 1 liegen bei 27,45 % (Mittelwert = 60,875 mm², SD ±12,94) und die Versuchsgruppe 2 bei 27,18 % (Mittelwert = 72,5 mm², SD ±14,09) kranialem Flächenanteil.

Kontrollgruppe	Versuchsgruppe 1				Versuchsgruppe 2			
	Final	400N		Final	400N		Final	400N
Kranial	31,49%	29,12%		29,31%	27,45%		29,15%	27,18%
Medial	32,75%	33,87%		33,37%	35,40%		34,30%	34,25%
Kaudal	35,76%	29,61%		37,32%	30,61%		36,55%	33,51%
Gesamt	100%	92,60%		100%	93,46%		100%	94,94%

Tabelle 7 Prozentuale segmentale Flächenverteilung bezogen auf die Gesamtkraft der finalen Osteosynthese der jeweiligen Osteosynthesemethode im Zweibeinstand

Zweibeinstand segmentale Kontaktfläche finale Osteosynthese vs. 400 N

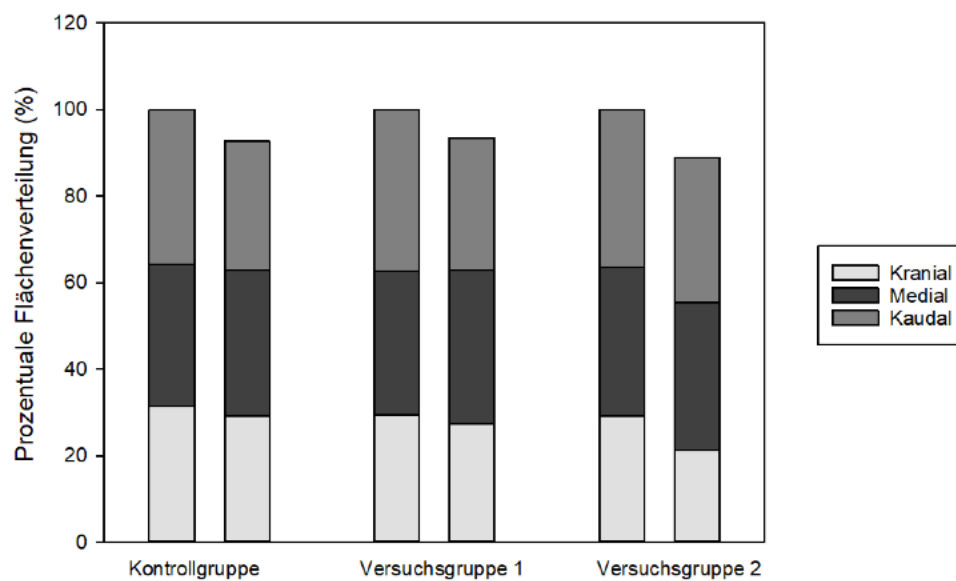


Abb. 29 Vergleich der segmentalen Kontaktfläche von finaler Osteosynthese und 400 N im Zweibeinstand

Einbeinstand:

Finale Osteosynthese:

Die segmentale Flächenverteilung erscheint im Einbeinstand vor Belastung in den medialen und kaudalen Anteilen aller Osteosyntheseverfahren nahezu gleich. Medial zeigte sich in der Kontrollgruppe ein Anteil von 35,03 % (Mittelwert = 94,875 mm², SD ±16,56), bei der Osteosynthese der Versuchsgruppe 1 konnte medial eine durchschnittliche prozentuale Fläche von 36,15 % (Mittelwert = 85 mm², SD ±17,35) gemessen werden. Die Versuchsgruppe 2 erreichte medial einen prozentualen Anteil von 34,99 % (Mittelwert = 87,875 mm², SD ±15,86). Im kaudalen Segment konnte bei der Kontrollgruppe ein Wert von 35,86 % (Mittelwert = 97,125 mm², SD ±25,35) gemessen werden. Bei der Versorgung der Versuchsgruppe 1 zeigte sich im kaudalen Segment ein prozentualer Flächenanteil von 35,78 % (Mittelwert = 84,125 mm², SD ±24,11), die Versuchsgruppe 2 erreichte 35,94 % (Mittelwert = 90,25 mm², SD ±15,43). Die geringsten Flächenanteile wurden jeweils im kranialen Segment ermittelt. In der Kontrollgruppe lag der prozentuale Flächenanteil bei 29,11 % (Mittelwert = 78,875 mm², SD ±18,62). Die Osteosynthese der Versuchsgruppe 1 erlangte 28,07 % (Mittelwert = 66 mm², SD ±12,12) im kranialen Segment. Das Verfahren der Versuchsgruppe 2 zeigte einen kranialen Flächenanteil von 29,07 % (Mittelwert = 73 mm², SD ±12,66).

Belastung:

Es konnte eine Zunahme der Kontaktfläche durch die Belastung im Einbeinstand gezeigt werden. Unter der axialen Belastung von 400 N zeigte sich im Einbeinstand, wie auch bei der Kompressionskraft, die stärkste Zunahme im kaudalen Segment bei allen Osteosynthesemethoden. Bezogen auf die Gesamtfläche, welche bei der finalen Osteosynthese ermittelt wurde, stieg die prozentuale segmentale Kontaktfläche in der Kontrollgruppe auf 38,21 % (Mittelwert = 103,5 mm², SD ±22,75) an. Durch die Belastung steigerte sich der Wert bei der Versorgung der Versuchsgruppe 1 kaudal auf 40,35 % (Mittelwert = 94,875 mm², SD ±19,76). Beim Osteosyntheseverfahren der Versuchsgruppe 2 konnte kaudal ein segmentaler Anteil von 39,82 % (Mittelwert = 100 mm², SD ±14,33) gemessen werden. Auch in den medialen Segmenten zeigte sich eine Zunahme der Kontaktfläche durch die Belastung. In der Kontrollgruppe stieg die Fläche auf 34,75 % (Mittelwert = 94,125 mm², SD ±15,72) an. Bei der Versuchsgruppe 1 konnte im medialen Drittel ein Flächenanteil von 37,21 % (Mittelwert = 87,5 mm², SD ±20,75) ermittelt werden. Die Versuchsgruppe 2 zeigte einen prozentualen Flächenanteil von 38,08 % (Mittelwert = 95,625 mm², SD ±17,30) im medialen Segment.

Die kranialen Werte ergaben nur dezente Veränderungen im Vergleich zu vor der Belastung. Die Versorgung der Kontrollgruppe zeigte im kranialen Drittel einen Anteil der Kompressionsfläche von 29,53 % (Mittelwert = 80 mm², SD ±21,89). Durch Versuchsgruppe 2 konnte kranial ein Wert von 30,56 % (Mittelwert = 76,75 mm², SD ±12,15) gemessen werden. Die Versuchsgruppe 1 zeigte kranial einen prozentualen Anteil von 29,56 % (Mittelwert = 69,5 mm², SD ±17,73).

Kontrollgruppe	Versuchsgruppe 1				Versuchsgruppe 2			
	Final	400N		Final	400N		Final	400N
Kranial	29,11%	29,53%		28,07%	29,56%		29,07%	30,56%
Medial	35,03%	34,75%		36,15%	37,21%		34,99%	38,08%
Kaudal	35,86%	38,21%		35,78%	40,35%		35,94%	39,82%
Gesamt	100%	102,49%		100%	107,12%		100%	108,46%

Tabelle 8 Prozentuale segmentale Flächenverteilung bezogen auf die Gesamtkraft der finalen Osteosynthese der jeweiligen Osteosynthesemethode im Einbeinstand

Einbeinstand segmentale Kontaktfläche finale Osteosynthese vs. 400 N

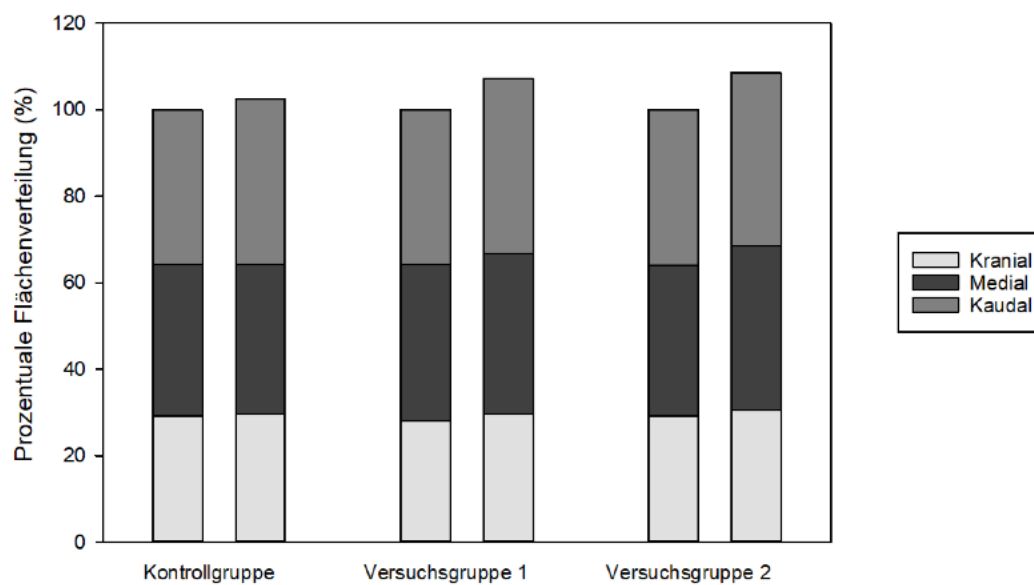


Abb. 30 Vergleich der segmentalen Kontaktfläche von finaler Osteosynthese und 400 N im Einbeinstand

5.2 3D optische Analyse

Mithilfe des OptiTrack Motion-Capture System wurde die dreidimensionale Analyse der Verschiebung der Osteosynthese ermöglicht. Hierzu wurde der Winkel 4 im kaudalen Segment der Symphyse ausgewertet. Zur Auswertung wurde die Vorbelastung mit 50 N mit der Belastung von 400 N verglichen. Die Auswertung wurde zunächst im Zweibeinstand und dann im Einbeinstand in den jeweiligen Osteosynthesemethoden durchgeführt. Um einen adäquaten Vergleich von Vorlast und Belastung zu erhalten, wurden jeweils die Differenzen zwischen dem Winkel bei Vorlast und dem Winkel bei 400 N Belastung ermittelt.

Zweibeinstand:

Bei der Betrachtung der Differenzen des Winkel 4 im Zweibeinstand zeigte sich die größte Gradzunahme in der Kontrollgruppe. Die mittlere Zunahme des Winkels durch die Belastung lag hier bei $0,228^\circ$ ($SD \pm 0,057$). Bei der Osteosynthese der Versuchsgruppe 1 zeigte sich eine Abweichung durch die Belastung um $0,188^\circ$ ($SD \pm 0,049$). Die Versorgungsmethode der Versuchsgruppe 2 erlangte unter Belastung im Mittel die geringste Differenz zwischen Vorlast und Belastung mit einer Zunahme von $0,0525^\circ$ ($SD \pm 0,132$). Hier kann zwischen den drei Osteosyntheseverfahren ein signifikanter Unterschied im Zweibeinstand nachgewiesen werden ($p \pm 0,002$). Im Allgemeinen zeigten sich die Translations- und Rotationsbewegungen im Zweibeinstand bei allen Versorgungsmethoden recht gering. Dennoch zeigte sich die größte Stabilität durch die Versorgung der Versuchsgruppe 2.

Differenzen Winkel 4, Zweibeinstand

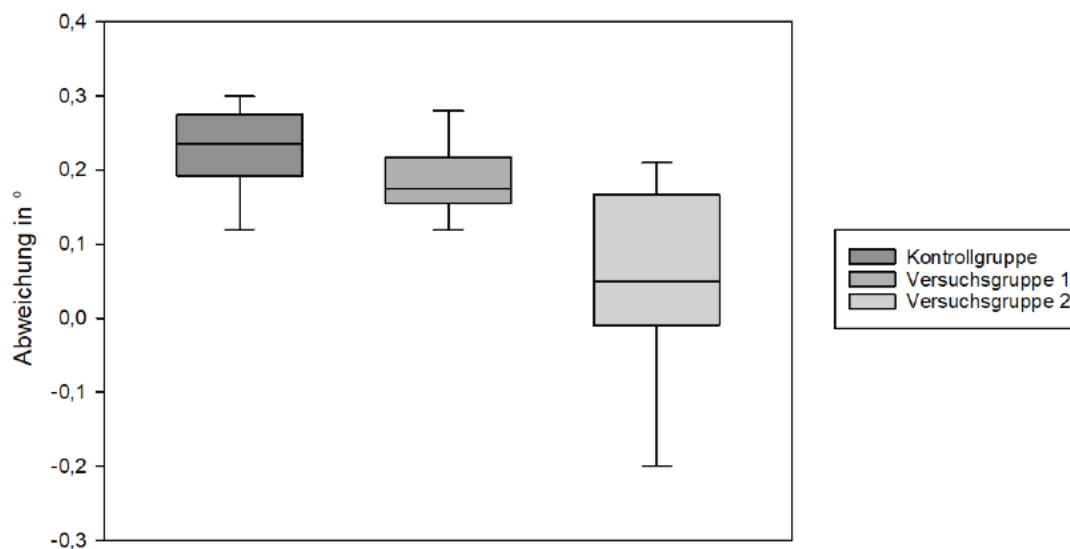


Abb. 31 Differenzen des Winkels 4 zwischen Vorlast und 400 N Belastung im Zweibeinstand

Einbeinstand:

Die Auswertung des Einbeinstandes erfolgte analog zum Zweibeinstand. Aufgrund der anatomischen Gegebenheiten kann es im Gegensatz zum Zweibeinstand, im Einbeinstand zu einer Abnahme des Winkels bei zunehmender Belastung kommen. Dies lässt kaudal auf eine Abnahme der Differenz im kaudalen Segment der Symphyse schließen. Wie auch im Zweibeinstand ist die größte Differenz des Winkels bei zunehmender Belastung in der Kontrollgruppe zu beobachten. Es zeigte sich eine Abnahme des Winkels von $0,237^\circ$ (SD $\pm 0,062$). Bei der Osteosynthesemethode der Versuchsgruppe 1 zeigte sich durch die axiale Kraftzunahme eine Abnahme des Winkels von $0,204^\circ$ (SD $\pm 0,052$). Auch im Einbeinstand erreichte die Versorgung der Versuchsgruppe 2 die größte Stabilität, mit einer Abweichung des Winkels unter Belastung von $0,124^\circ$ (SD $\pm 0,11$). Bei der Gesamtbetrachtung der Winkeldifferenzen im Einbeinstand zeigte sich ebenfalls ein statistisch signifikantes Ergebnis ($p=0,026$).

Differenzen Winkel 4, Einbeinstand

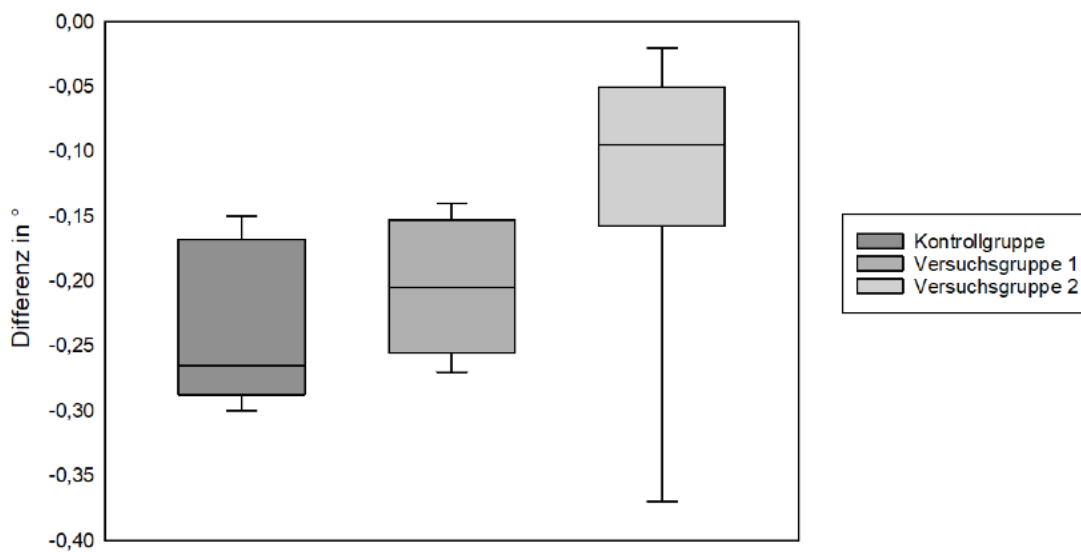


Abb. 32 Differenzen des Winkels 4 zwischen Vorlast und 400 N Belastung im Einbeinstand

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Methoden

In dieser Studie wurden bereits etablierte Osteosyntheseverfahren der Symphysiodese mit einer neuen Osteosynthesekombination verglichen. Die Analyse der drei Versorgungsmethoden erfolgte unter den gleichen standardisierten experimentellen Bedingungen.

In der durchgeführten Studie wurden synthetische Becken verwendet. Diese weisen eine hohe Homogenität auf. Allerdings fehlen dem synthetischem Modell Band- und Muskelstrukturen [39,96].

Diese sind bei Humanpräparaten vorhanden, jedoch weisen diese eine hohe Heterogenität auf [26].

Durch die homogene Gruppenverteilung ist eine hohe Standardisierung möglich. Das in den Versuchen verwendete synthetische Beckenmodell, Synbone 4060 (Synbone®, Malans, Schweiz) erweist sich insgesamt sehr ähnlich zu den anatomischen Präparaten, bezogen auf die Handhabung und das Frakturverhalten [40,43]. Durch die gegebene Homogenität der synthetischen Modelle zeigten sich optimale Voraussetzungen für die biomechanische Testung, da die Ergebnisse nicht durch die gegebene Variabilität von humanen Präparaten verfälscht werden könnte [19,26,33].

Alles in allem erweisen sich synthetische Beckenmodelle aus den oben genannten Gründen in biomechanischen Studien in der Literatur als etabliert und zeigten sich hier ebenfalls als geeignet [27,35,66].

In zuvor durchgeführten Studien wurde bereits der Nutzen der Plattenosteosynthese bei Symphysiodese bzw. bei der Versorgung der Symphyseninstabilität nachgewiesen [6,46,65]. Zudem wurde in der Vergangenheit bereits der positive Effekt winkelstabiler Plattensysteme gezeigt [28]. Durch Vorbiegung des SLDCP-Implantats von 10° konnte eine gesteigerte Kompressionskraft und Kontaktfläche nachgewiesen werden [69]. Verschiedene Studien zeigten neue Versorgungsstrategien der Symphyseninstabilität, wie eine flexible Osteosynthese mittels Tape- Suture oder eine perkutane Schraubenfixierung der Symphyse [7,14,42]. In diesen Studien wurde jedoch kein Verfahren als Kombination der Plattenosteosynthese und Cerclage biomechanisch untersucht. In der hier durchgeführten Studie wurden drei verschiedene Osteosyntheseverfahren der Symphysiodese unter den gleichen Bedingungen miteinander verglichen und in Bezug auf Kompressionskraft, Kraftverteilung und Kontaktfläche, sowie Translations- und Rotationsbewegungen im Raum ausgewertet. Durch die repetitive zyklische Belastung und die Messungen im Zwei-, sowie Einbeinstand konnte das menschliche Gangbild imitiert werden.

Die Varianz zwischen den einzelnen Becken wurde in der gesamten Versuchsreihe durch das Verwenden von u.a. Repositions- Schablonen, sowie Bohrhülsen und einem standardisierten Vorgehen

bei der Frakturbildung und der Versorgung der entsprechenden Osteosynthesemethode durchgehend gering gehalten.

In Betrachtung der untersuchten Parameter in Bezug auf die drei Osteosyntheseverfahren ergab sich die Durchführung der Versuche im Zwei- und Einbeinstand als sinnvoll.

In zuvor durchgeführten biomechanischen Studien des Beckens wird durch den Zweibeinstand der vordere Beckenring beurteilt [28,46,69]. Durch die axiale Kraft wirken im Bereich der Symphyse Dehnungskräfte, die unter höherer Belastung die Osteosynthese auf die Probe stellen und so bei Insuffizienz die Komplikation einer erneuten Symphyseninstabilität prüfen [3,52]. Durch den unter 4.2.4 beschriebenen Versuchsaufbau wird eine unbehinderte Lagerung auf den Duokopfprothesen erreicht. Die Einwirkung von Muskel und Bandstrukturen bleibt in der Versuchsreihe allerdings aus.

Klassischerweise dient die biomechanische Prüfung von Becken im Einbeinstand zur Evaluation des hinteren Beckenrings und zur Beurteilung der vertikalen Instabilität [66]. Durch die axial wirkende Kraft tritt eine vermehrte Kompression im Bereich der Symphyse auf, welches die Analyse der Instabilität der verwendeten Osteosynthesen per se nicht gewährleistet. Dennoch kann mit Hilfe der ausgewerteten Parameter ein Rückschluss auf das Gangbild gezogen werden, da während des Gehens durch den Wechsel von Stand- und Spielbein eine zyklische Belastung des Einbeinstandes zustande kommt, welches indirekt auf eine Insuffizienz der verwendeten Osteosynthese schließen lässt [27,65].

Die zyklische Messung für die hier durchgeführten Versuche startete mit einer Vorlast von 50 N und steigerte sich jeweils mit einer Belastung von 50 N pro Zyklus, wobei es nach jeder Belastung wieder zu einer Entlastung auf den Ausgangswert kam. Die maximal getestete Belastung lag jeweils bei 400 N [$F_{\max} = 400 \text{ N}$]. Insgesamt wurden jeweils 143 zyklisch Schritte von Belastung und Entlastung pro Becken durchlaufen. Ähnliche zyklische Verfahren wurden bereits bei vergleichbaren biomechanischen Studien verwendet [41,47,53].

Laut der aktuellen Leitlinie für Beckenverletzungen ist nach einer operativen Versorgung am Beckenring postoperativ eine Teilbelastung von 15- 20 kg für 6 Wochen anzustreben [95], dies wird durch den gewählten Kraftbereich gewährleistet. Somit ist die maximale gewählte Kraft von 400 N ausreichend, um das postoperative Ergebnis der unterschiedlichen Symphysiodeseverfahren zu beurteilen.

Zudem muss beachtet werden, dass in der durchgeführten biomechanischen Studie, die auf das Becken wirkende Kraft nicht von Band- und Muskelstrukturen unterstützt wird, so wie es in vivo der Fall wäre. Dies unterstützt ebenfalls den Punkt, dass die hier gewählte Maximalkraft von 400 N als ausreichend zu beurteilen ist, um ein repräsentatives Ergebnis zu liefern.

Zur Erfassung der dimensional Bewegung im Raum wurde das OptiTrack-Motion-Capture System (Prime^x 13 Serie, Firma OptiTrack, Corvallis, Oregon, USA) verwendet. Das System ist gekennzeichnet durch seine Genauigkeit und wurde bereits in mehreren biomechanischen Studien verwendet [2,4,60]. Durch die verwendeten Marker ist eine genaue 3D- Rekonstruktion möglich. Durch die Verwendung einer Schablone für die genaue Positionierung der einzelnen Marker kann eine hohe Reproduzierbarkeit gewährleistet werden.

Um die bereits etablierten Symphysiodesemethoden mit der neuartigen Methode adäquat vergleichen zu können, ist eine ausführliche Analyse der Parameter Kompressionskraft und Kraftverteilung, sowie der Kontaktfläche im Symphysenspalt notwendig. Alle erforderlichen Parameter konnten durch das verwendete I-ScanTM-System (Tekscan Inc., 307 West First Street, South Boston, MA 02127, United States) analysiert und ausgewertet werden. Im Vergleich zu anderen in biomechanischen Prüfungen etablierten Sensorfolien [88] kann durch das hier verwendete System zusätzlich eine Analyse der Fläche, sowie der Kraftverteilung mit einbezogen werden, welches eine noch detailliertere Prüfung der Osteosyntheseverfahren erlaubt. Das I-ScanTM-System bewährte sich zudem in bereits durchgeführten biomechanischen Versuchsreihen [16,67,68] und zeigte sich für die hier durchgeführte Versuchsreihe als sehr gut geeignet.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

In Bezug auf die Symphysiodese sind in der Literatur zwei Verfahren etabliert. Zum einen die Versorgung durch SLDCP-Platte und trikortikalen oder zylindrischen Span, sowie die Methode aus SLDCP-Platte und ventraler „Bumper“-Platte, die so den Knochenspan stabilisieren [34,69,75]. Aufgrund verzögerter Heilungsraten, sowie dem Risiko von Wundinfektionen und dem Risiko der Pseudarthrose könnte die Kombination aus 10° vorgebogener SLDCP-Platte mit einer FiberTape® Cerclage eine höhere Stabilität erreichen. Die ideale Versorgung der Symphyseninstabilität muss der Verbindung der Schambeinäste auch bei längerer und stärkerer Belastung standhalten. Eine weitere Bedingung an das neue Osteosyntheseverfahren wäre eine gute Handhabung für den Chirurgen. Die hier verwendete Vorgebung der Platte hatte sich bereits in vorherigen experimentellen Studien bewährt [69].

Die benötigten Parameter, welche eine gegenüberstellende Beurteilung der drei Osteosynthesemethoden erlauben und zur Widerlegung der Nullhypothesen erforderlich sind, sind die Kompressionskraft, sowie die segmentale Kraftverteilung im Bereich der Symphyse, die Kontaktfläche, als auch die Stabilität der Symphysiodese.

Kompressionskraft

Bei der Betrachtung der drei gewählten Osteosynthesemethoden im Zweibeinstand zeigte sich nur bei der axial gemessenen Kraft von 400 N ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Versorgungsgruppen. Aufgrund der biomechanischen Gegebenheiten des Zweibeinstandes, kommt es durch die axiale Belastung zu einer Wirkung von Distraktionskräften im Symphysenspalt [37]. Dies zeigt sich auch in den hier gewonnenen Ergebnissen. Die Versorgungsgruppe 2 (SLDCP- Platte und Cerclage) ergab insgesamt die größte gemessene Kompressionskraft innerhalb des Symphysenspalt. Durch die medial an den Schambeinästen verlaufende Cerclage kommt es zu einem starken Zusammenhalt der Symphyse insbesondere im kaudalen Anteil, was durch die segmentale Kraftverteilung nachgewiesen werden konnte. In Bezug auf die finale Entlastung ist in der Versuchsgruppe 2 nur eine geringe Abweichung zum Ausgangswert zu beobachten.

Die geringe Abweichung ist durch das Nachgeben des Cerclage Materials unter der zunehmenden Belastung zu erklären. Im Vergleich zeigt die Versuchsgruppe 1 (SLDCP und „Bumper“-Platte) die niedrigsten gemessenen Werte. Durch die anterior gelegene „Bumper“-Platte wird im Vergleich zur Cerclage eine weniger starke Kompression erreicht.

Bezogen auf die Kontrollgruppe ist bei beiden Versuchsgruppen unter Belastung eine höhere Kompressionskraft messbar. Die alleinige Osteosynthese der Kontrollgruppe durch die um 10° vorgebogene SLDCP- Platte zeigt den größten Kraftverlust unter der Zunahme der axialen Belastung. Dies spricht für ein vermehrtes Auseinanderscheren des kaudalen Anteils der Schambeinäste und eine

höhere Instabilität. Ein signifikanter Unterschied ergab sich zwischen den drei Gruppen in Bezug auf die finale Osteosynthese, die Belastung von 50 N und die finale Entlastung jedoch nicht.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse des Einbeinstandes zeigt sich eine Erhöhung der Kompressionskraft bei zunehmendem axialem Druck. Durch die anatomischen Gegebenheiten wirken im Einbeinstand Kompressionskräfte auf den Symphysenbereich ein [37]. Zwischen den drei gewählten Osteosynthesemethoden zeigte sich im Einbeinstand kein signifikanter Unterschied über die einzelnen Belastungen. Die geringste Zunahme der Kompressionskraft ergab sich bei der Versorgung durch SLDCP und Cerclage, die größte Zunahme unter axialer Belastung ergab sich in der Kontrollgruppe. Im Vergleich der drei Gruppen bezogen auf die finale Osteosynthese und die finale Entlastung zeigte sich der geringste Unterschied bei der Versorgung durch SLDCP und Cerclage. Durch die Versorgungsmethode ist eine hohe Stabilität während der axialen Belastung, als auch in der Entlastung gewährleistet.

Die maximale Beweglichkeit der Symphyse wird in vorherigen Studien bei 136 bis 398 Newton erreicht [54]. Die hier gemessenen Kraftparameter erreichen größtenteils den unteren Bereich und eignen sich so für die Beurteilung der Osteosynthesestabilität. Da es sich in der hier durchgeführten Studie um in vitro Bedingungen handelt, ist eine Kompressionskraft mit der Repositionszange beim Anlegen der Osteosynthese von 50 N als ausreichend zu betrachten. Diese Methode wurde bereits in vergleichbaren Studien angewendet [69]. Durch das Messen der Kraft beim Anlegen der Repositionszange kann eine höhere Vergleichbarkeit der Symphysiodeseverfahren erreicht werden. Dies spricht für eine höhere Validität der hier durchgeführten experimentellen Studie. Zudem konnte durch die hier gewählte Vorkraft von 50 N mittels der Repositionszange eine größere Kompressionskraft im Symphysenspalt erreicht werden, die den Bedingungen der maximalen Beweglichkeit der Symphyse entspricht.

Kontaktfläche

Durch die optimale Reposition der Schambeinäste soll die physiologische Kontaktfläche im Bereich der Symphyse wiederhergestellt werden. Nach idealer Reposition und Anpassen des Spans erfolgte die Stabilisierung mittels Osteosynthese [48,58]. Durch die optimale anatomische Reposition kann bei dem Patienten ein besseres Ergebnis bezüglich der Funktion erreicht werden [48].

Wie zuvor bei der Kompressionskraft beschrieben zeigt sich auch im Zweibeinstand, durch die Distraktionskräfte bedingt, eine Abnahme der Kontaktfläche unter zunehmender axialer Belastung. Die größte Kontaktfläche wird nach Abschluss der Osteosynthese in der Kontrollgruppe erreicht. Der niedrigste Wert wird in der Versuchsgruppe 1 erreicht. Unter der Zunahme der Belastung auf 400 N ergibt sich der geringste Flächenverlust bei der Versuchsgruppe 2. Durch die zusätzliche Osteosynthese im medialen Bereich der Schambeinäste kommt es zu einem besseren Zusammenhalt während der Belastungsphase.

Im Einbeinstand wirken wiederum Kompressionskräfte auf den Bereich der Symphyse unter der zunehmenden axialen Belastung. Die größte Flächenzunahme zeigt sich bei der Symphysiodese der Versuchsgruppe 2. Bei der Analyse der finalen Osteosynthese und der finalen Entlastung ergibt sich kaum ein Unterschied bei der Osteosynthese durch SLDCP und Cerclage, was für eine gute Stabilität der Versorgung spricht. Durch die Verwendung des trikortikalen Spans ist der Vergleich zur physiologischen Kontaktfläche der Symphyse erschwert. Für den hier aufgeführten Vergleich der drei Osteosynthesemethoden, kann die erreichte Kontaktfläche jedoch als ausreichend beurteilt werden.

Segmentale Kompressionskraft

Um die Qualität und Stabilität der verwendeten Osteosyntheseverfahren genauer zu beurteilen wurden zusätzlich zu der Analyse der Gesamtkraft auch die Analyse der Segmente der finalen Osteosynthese und der 400 N Belastung erfasst. Wie oben beschrieben ist die insgesamt größte Kraftabnahme im Zweibeinstand in der Kontrollgruppe zu beobachten. Durch die Belastung auf 400 N wird hier ein Kraftverlust von 26,74 % erreicht. Die Versorgung der Versuchsgruppe 1, sowie der Versuchsgruppe 2 zeigten sich deutlich überlegen. Durch die Osteosynthese von SLDCP und Cerclage kann ein minimaler Kraftverlust unter der maximalen Belastung von 8,43 % erreicht werden. In Bezug auf die Segmente ist bei den drei unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren jeweils der größte Kraftverlust im kaudalen Segment zu beobachten. Dies ist durch das physiologische Aufklappen des kaudalen Symphysenbereiches im Zweibeinstand unter axialer Belastung zu erklären. Durch den Zusatz von der „Bumper“-Plate, als auch durch den Zusatz der Cerclage, kann eine deutliche Reduktion des Kraftverlustes im kaudalen Segment beobachtet werden. Im Vergleich vom Symphysiodeseverfahren aus SLDCP und „Bumper“ und dem Verfahren aus SLDCP und Cerclage zeigt sich ein deutlicher Vorteil gegenüber der Versorgung mittels Cerclage. Dies spricht für einen guten Zusammenhalt der kaudalen Schambeinäste unter zunehmender axialer Belastung im Zweibeinstand.

Bezogen auf den Einbeinstand ergibt sich insgesamt die höchste Kraftzunahme in der Kontrollgruppe. Die geringste Zunahme zeigt sich in der Versuchsgruppe 2, was für eine hohe Stabilität und geringe Dynamik der Symphysiodesemethode steht. Wie auch im Zweibeinstand ergibt sich hier ebenfalls die meiste Kraftzunahme jeweils im kaudalen Segment. Durch die Verwendung einer Stabilisation der kaudalen Schambeinäste kann eine Reduktion der Kraftzunahme im Einbeinstand erreicht werden. Auch hier zeigt sich die Cerclage gegenüber der „Bumper“-Platte überlegen. Zudem wirkt sich eine zusätzliche kaudale Stabilisierung der Schambeinäste positiv auf das kraniale Segment aus. Da eine zusätzlich verwendete kaudale Osteosynthese eine Aufklappung des kranialen Segmentes unter axialer Belastung reduziert.

Allgemein stellt sich die Versorgung aus SLDCP und Cerclage, bei der Betrachtung der Gesamt- und segmentalen Kompressionskraft, überlegen gegenüber den anderen getesteten Verfahren dar.

Segmentale Kompressionsfläche

Die Auswertung der segmentalen Kontaktfläche ergab ähnliche Ergebnisse, wie die der segmentalen Kompressionskraft. Im Vergleich zur Kontrollgruppe zeigte sich auch hier im Zweibeinstand durch die „Bumper“-Platte, wie auch durch die Cerclage eine deutliche Reduktion des Flächenverlustes im kaudalen Segment. Dies ist durch ein zusätzlich verwendetes Osteosynthesematerial an den medialen Schambeinästen erklärbar. Bei dem Vergleich von SLDCP und „Bumper“-Platte mit SLDCP und Cerclage zeigt die Versorgung, welche mit der Cerclage kombiniert wird, bezogen auf den gesamten Flächenverlust und den Verlust im kaudalen Segment, geringere Verluste. Die Cerclage zeigt eine Überlegenheit gegenüber der „Bumper“-Platte bezogen auf die Stabilität und Qualität der Osteosynthese.

Die Betrachtung der Kompressionsfläche im Einbeinstand zeigt insgesamt eine ausgeglichene Steigerung der Kontaktfläche in den einzelnen Segmenten der jeweiligen Gruppen. Die größte Flächenzunahme unter axialer Belastung ergab sich in der Gruppe der Versorgung durch SLDCP und „Bumper“-Platte. Bezogen auf die segmentale Fläche zeigen sich unter den drei getesteten Gruppen kaum Unterschiede.

Bei der zusammenfassenden Analyse der Kompressionsfläche ergab sich hier eine Überlegenheit der Osteosynthese durch SLDCP und Cerclage gegenüber den anderen Symphysiodesemethoden.

Stabilität

Eine gewisse Beweglichkeit der Symphyse ist bereits in der Literatur bekannt. Der Spielraum wird durch eine Rotationsbewegung um 1° und eine Verschieblichkeit von 2 mm definiert [5]. Dabei wurden maximale Ausschläge bei einer Belastung von 136 Newton und 398 Newton beobachtet. Die Beweglichkeit der Symphyse betrifft hauptsächlich die Sagittal-, sowie die Longitudinalachse [54]. In Bezug auf die hier, durch den OptiTrack-Motion-Capture (Prime^x 13 Serie, Firma OptiTrack, Corvallis, Oregon, USA), erworbenen Ergebnisse zeigt sich, sowohl im Zweibein-, als auch im Einbeinstand,

eine Abweichung des gewählten Winkels im niedrigen Gradbereich, die 1° nicht überschreitet. Dadurch können alle der hier biomechanisch durchgeführten Symphysiodeseverfahren als physiologisch stabil angesehen werden. Um eine noch genauere Beurteilung der Stabilität der drei Osteosynthesen zu erlauben müssten in dem hier durchgeführten experimentellen Rahmen noch weitere Strecken analysiert werden. So könnte zusätzlich die Verschieblichkeit der Symphyse geprüft werden.

Allgemein führt eine erhöhte Beweglichkeit der Symphysiodese zu postoperativen Lockerungen und Implantatversagen, welches Schmerzen und Bewegungseinschränkungen zu Folge haben kann [35,75]. Dies ist durch eine ausreichende Stabilität der Osteosynthese zu verhindern.

7 Fazit

Die hier durchgeführte experimentelle biomechanische Studie zeigt hinsichtlich der Kontaktfläche im Zwei- und Einbeinstand signifikante Unterschiede zwischen den drei getesteten Symphysiodeseverfahren. Die Osteosyntheseverfahren weisen auch bezüglich der Kompressionskraft sowie der segmentalen Auswertung Unterschiede zu Gunsten der Symphysiodese aus SLDCP und Cerclage auf. Diese haben jedoch keinen signifikanten Wert erbracht.

Die Studie zeigt, dass die Versorgungen aus SLDCP und „Bumper“-Platte sowie die Kombination aus SLDCP und Cerclage tendenziell eine höhere Stabilität erbringen als eine singuläre Platte (Kontrollgruppe).

Die neue Materialkombination aus SLDCP und Cerclage konnte weiter gegenüber den bereits etablierten Methoden in der hier durchgeführten biomechanischen Testung äquivalente Ergebnisse und tendenziell größere Stabilität erreichen. Dennoch sollte nicht außer Acht gelassen werden, dass eine Versorgung mit einer gewählten Symphysiodesemethode jeweils eine individuelle, patientenbezogene Entscheidung des Operateurs darstellt, um jeweils ein optimales Ergebnis für den Patienten zu erzielen.

8 Literaturverzeichnis

1. Amiel D, Frank C, Harwood F, Fronck J, Akeson W (1983) Tendons and ligaments: A morphological and biochemical comparison. *Journal of Orthopaedic Research* 1:257–265
2. 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* 51:2258–2266
3. Aumüller G, Aust G, Conrad A, Engele J, Kirsch J, Maio G, Mayerhofer A, Mense S, Reißig D, et al. (2017) *Duale Reihe Anatomie*. Thieme, Stuttgart
4. Aurand AM, Dufour JS, Marras WS (2017) Accuracy map of an optical motion capture system with 42 or 21 cameras in a large measurement volume. *J Biomech* 58:237–240
5. Becker I, Woodley SJ, Stringer MD (2010) The adult human pubic symphysis: A systematic review. *J Anat* 217:475–487
6. Berk T, Zderic I, Varga P, Schwarzenberg P, Berk K, Grüneweller N, Pastor T, Halvachizadeh S, Richards G, Gueorgoiev B, Pape H-C (2023) Substitutional semi-rigid osteosynthesis technique for treatment of unstable pubic symphysis injuries: a biomechanical study. *Journal of Trauma and Emergency surgery* 22:373–378
7. Berk T, Zderic I, Varga P, Schwarzenberg P, Berk K, Grüneweller N, Pastor T, Halvachizadeh S, Richards G, Gueorgoiev B, Pape HC (2023) Substitutional semi-rigid osteosynthesis technique for treatment of unstable pubic symphysis injuries: a biomechanical study. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 49:2569–2578
8. Bigam-Sadegh A, Oryan A (2015) Basic concepts regarding fracture healing and the current options and future directions in managing bone fractures. *Int Wound J* 12:238–247
9. Bray RC, Shrive NG, Frank CB, Chimich DD (1992) The early effects of joint immobilization on medial collateral ligament healing in an ACL-deficient knee: A gross anatomic and biomechanical investigation in the adult rabbit model. *Journal of Orthopaedic Research* 10:157–166
10. Brimacombe JM, Wilson DR, Hodgson AJ, Ho KCT, Anglin C (2009) Effect of calibration method on Tekscan sensor accuracy. *J Biomech Eng* 131:
11. Burkhardt M, Kristen A, Culemann U, Koehler D, Histing T, Holstein JH, Pizanis A, Pohlemann T (2014) Pelvic fracture in multiple trauma: Are we still up-to-date with massive fluid resuscitation? *Injury* 45:S70–S75
12. Burkhardt M, Kristen A, Culemann U, Koehler D, Histing T, Holstein JH, Pizanis A, Pohlemann T (2014) Pelvic fracture in multiple trauma: Are we still up-to-date with massive fluid resuscitation? *Injury* 45:S70–S75
13. Casanova Canals X, Ferreres Claramunt A, del Valle Jou M, Pérez Abad M, Noriego Muñoz D, Rodríguez Baeza A (2019) Study of intraarticular pressures in the elbow joints. *J Biomech* 97:

14. Cavalcanti Kußmaul A, Schwaabe F, Kistler M, Jörgens M, Schreyer KF, Greiner A, Böcker W, Becker CA (2023) Tape suture constructs for instabilities of the pubic symphysis: is the idea of motion preservation a suitable treatment option? A cadaver study. *Arch Orthop Trauma Surg* 143:3111–3117
15. Chen T, Pekmezian A, Leatherman ER, Santner TJ, Maher SA (2022) Tekscan analysis programs (TAP) for quantifying dynamic contact mechanics. *J Biomech* 136:
16. Chen T, Pekmezian A, Leatherman ER, Santner TJ, Maher SA (2022) Tekscan analysis programs (TAP) for quantifying dynamic contact mechanics. *J Biomech* 136:
17. Claes L. (2004) Das Prinzip der Winkelstabilität in der Osteosynthese. *OP Journal*
18. Culemann U., Reilmann H. (2003) Terminologie und Klassifikation der Beckenverletzungen. *OP-Journal*
19. Elfar J, Menorca RMG, Reed JD, Stanbury S (2014) Composite bone models in orthopaedic surgery research and education. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 22:111–120
20. Elhawary H, Baradaran A, Abi-Rafeh J, Vorstenbosch J, Xu L, Efanov JI (2021) Bone Healing and Inflammation: Principles of Fracture and Repair. *Semin Plast Surg* 35:198–203
21. Flack NAMS, Hay-Smith EJC, Stringer MD, Gray AR, Woodley SJ (2015) Adherence, tolerance and effectiveness of two different pelvic support belts as a treatment for pregnancy-related symphyseal pain - A pilot randomized trial. *BMC Pregnancy Childbirth* 15:
22. Frank C HD (1990) The Biology of Tendons and Ligaments. *Biomechanics of Diarthrodial Joints*
23. Fritz T., Veith N., Braun B., Pohlemann T., Herath S. (2018) Beckenchirurgie- Akutversorgung.
24. Fritz TOMODKPTPPA, Hopf J (2024) Die Symphysiodese zur Behandlung der chronischen Instabilität der Symphyse- erste Langzeitergebnisse. *DKOU2024*
25. Fuchs T., Meffert R., Raschke M.-J. (2006) Innovationen und Perspektiven. *Orthopädie und Unfallchirurgie* up2date
26. Girardi BL, Attia T, Backstein D, Safir O, Willett TL, Kuzyk PRT (2016) Biomechanical comparison of the human cadaveric pelvis with a fourth generation composite model. *J Biomech* 49:537–542
27. Godinsky RJ, Vrabec GA, Guseila LM, Filipkowski DE, Elias JJ (2018) Biomechanical comparison of locked versus non-locked symphyseal plating of unstable pelvic ring injuries. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 44:179–184
28. Grimshaw CS, Gary Bledsoe J, Moed BR (2012) Locked versus standard unlocked plating of the pubic symphysis: A cadaver biomechanical study. *J Orthop Trauma* 26:402–406
29. Guillaume JM, Pesenti S, Jouve JL, Launay F (2020) Pelvic fractures in children (pelvic ring and acetabulum). *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research* 106:S125–S133
30. Henne-Bruns D. (2012) *Duale Reihe Chirurgie*. Thieme

31. Herren C, Dienstknecht T, Siewe J, Kobbe P, Pape HC, Hildebrand F (2016) Die Chronische Symphyseninstabilität: Ätiologie, Diagnostik und Behandlungsmanagement. *Unfallchirurg* 119:433–446
32. Herren C, Dienstknecht T, Siewe J, Kobbe P, Pape HC, Hildebrand F (2016) Die Chronische Symphyseninstabilität: Ätiologie, Diagnostik und Behandlungsmanagement. *Unfallchirurg* 119:433–446
33. Hollensteiner M, Sandriesser S, Libert J, Spitzer-Vanech L, Baumeister D, Greinwald M, Mühling M, Augat P (2024) Biomechanical validation of novel polyurethane-resin synthetic osteoporotic femoral bones in axial compression, four-point bending and torsion. *Med Eng Phys* 130:
34. Hopp SJ, 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:
35. Hopp SJ, 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:
36. Humphrey CA, Maceroli MA (2014) Fragility fractures requiring special consideration: Pelvic insufficiency fractures. *Clin Geriatr Med* 30:373–386
37. Icke C, Koebke J (2014) Normal stress pattern of the pubic symphysis. *Anat Cell Biol* 47:40–43
38. Incagnoli P, Puidupin A, Ausset S, Beregi JP, Bessereau J, Bobbia X, Brun J, Brunel E, Buléon C, Choukroun J, Combes X, David JS, Desfemmes FR, Garrigue D, Hanouz JL, Plénier I, Rongieras F, Vivien B, Gauss T, Harrois A, Bouzat P, Kipnis E (2019) Early management of severe pelvic injury (first 24 hours). *Anaesth Crit Care Pain Med* 38:199–207
39. Jin L, Hao X, Zhang Z, Zhang Q, Zhang S, Zhou F, Yang S, Zheng W, Xiong X, Gong W, Wang Y, Chen X, Huang J (2025) New Minimally Invasive Method for Treating Posterior Pelvic Ring Fractures: Biomechanical Validation and Clinical Application of Sacroiliac Joint Locking Plate. *Orthop Surg* 17:1433–1446
40. Jordan MC, Bröer D, Fischer C, Heilig P, Gilbert F, Hölscher-Doht S, Kalogirou C, Popp K, Grunz JP, Huflage H, Jakubietz RG, Ergün S, Meffert RH (2022) Development and preclinical evaluation of a cable-clamp fixation device for a disrupted pubic symphysis. *Communications Medicine* 2:
41. Kiskaddon E, Wright A, Meeks BD, Froehle AW, Gould GC, Lubitz MG, Prayson MJ, Horne BR (2018) A biomechanical cadaver comparison of suture button fixation to plate fixation for pubic symphysis diastasis. *Injury*
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:
43. Klingebiel FKL, Sawauchi K, Mittlmeier A, Kalbas Y, Berk T, Halvachizadeh S, Teuben M, Neuhaus V, Mauffrey C, Pape HC, Pfeifer R (2024) Improving surgical technical skills for

- emergency fixation of unstable pelvic ring fractures: an experimental study using a pelvic ring fracture simulator. *Patient Saf Surg* 18:
44. Kober (2023) Schwangerschaft Symphysenlockerung: Das hilft gegen Beckenschmerzen in der Schwangerschaft Was ist die Funktion der Symphyse in der Schwangerschaft? URL: familie.de
 45. Koehl P, Rueth M-J, Dietrich M, Wittmann M, Schuh A (2024) Symphysitis und Symphysenlockerung. OUP
 46. Kußmaul AC, Baur N, Wulf J, Greiner A, Neudeck R, Kistler M, Neuerbrug C, Böcker W, Becker CA (2024) Motion preservation for open book injuries of the pubic symphysis –a biomechanical cadaver study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*
 47. Li J, Li Y, Ping R, Zhang Q, Chen HY, Lin D, Qi J (2022) Biomechanical analysis of sacroiliac joint motion following oblique-pulling manipulation with or without pubic symphysis injury. *Front Bioeng Biotechnol* 10:
 48. Lindahl J, Hirvensalo E (2005) Outcome of operatively treated type-C injuries of the pelvic ring. *Acta Orthop* 76:667–678
 49. Marsell R, Einhorn TA (2011) The biology of fracture healing. *Injury* 42:551–555
 50. Mavčič B, Antolič V (2012) Optimal mechanical environment of the healing bone fracture/osteotomy. *Int Orthop* 36:689–695
 51. McCormack R., Strauss E., Alwattar B., Tejawani N. (2010) diagnosis-management-pelvic-fractures. *Bull NYU Hosp Jt Dis*
 52. Meißner A, Fell M, Wilk R, Boenick U, Rahmanzadeh R (1998) Vergleich interner stabilisierungsverfahren für die symphyse im multidirektionalen dynamischen gangbedingungssimulator. *Unfallchirurg* 101:18–25
 53. Meißner A, Fell M, Wilk R, Boenick U, Rahmanzadeh R (1998) Vergleich interner stabilisierungsverfahren für die symphyse im multidirektionalen dynamischen gangbedingungssimulator. *Unfallchirurg* 101:18–25
 54. Meißner A, Fell M, Wilk R, Boenick U, Rahmanzadeh R (1998) Vergleich interner stabilisierungsverfahren für die symphyse im multidirektionalen dynamischen gangbedingungssimulator. *Unfallchirurg* 101:18–25
 55. Mens JMA, Damen L, Snijders CJ, Stam HJ (2006) The mechanical effect of a pelvic belt in patients with pregnancy-related pelvic pain. *Clinical Biomechanics* 21:122–127
 56. Mi M, Kanakaris NK, Wu X, Giannoudis P v. (2021) Management and outcomes of open pelvic fractures: An update. *Injury* 52:2738–2745
 57. Minarski C, Stöckle U, Küper M., Trulson A, Stuby F (2018) Zugänge zum vorderen Beckenring - eRef, Thieme. *OP Journal*
 58. Morris SAC LJSDWACT (2012) Is Fixation Failure After Plate Fixation of the Symphysis Pubis Clinically Important? *Clinical Orthopedics and Related Research*
 59. Nabieva N (2025) Symphysenlockerung - DocCheck Flexikon. DocCheck Flexikon

60. Nagymáté G, M. Kiss R (1970) Application of OptiTrack motion capture systems in human movement analysis. *Recent Innovations in Mechatronics* 5:
61. Najibi S, Tannast M, Klenck RE, Matta JM (2010) Internal fixation of symphyseal disruption resulting from childbirth. *J Orthop Trauma* 24:732–739
62. Niethard F, Pfeil J, Biberthaler P (2022) *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*.
63. Nitsch R., Fanghänel J., Pera F., Anderhuber F. (2003) *Waldeyer- Anatomie des Menschen*.
64. Oberkircher L, Ruchholtz S, Rommens PM, Hofmann A, Bücking B, Krüger A (2018) Osteoporotic Pelvic Fractures. *Dtsch Arztebl Int* 115:70–80
65. 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* 5:e215
66. Osterhoff G, Tiziani S, Hafner C, Ferguson SJ, Simmern H-P, Werner CML (2015) Symphyseal internal rod fixation versus standard plate fixation for open book pelvic ring injuries: . *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*
67. Park HJ, Chang MJ, Cho HJ, Hong E, Kim TW, Chang CB, Bae TS, Kwak DS, Kang SB (2023) Medial Meniscus Posterior Root Repair Restores Contact Pressure and Contact Area to Its Native State Even After Opening-Wedge High Tibial Osteotomy: A Cadaveric Biomechanical Study. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 39:638–646
68. Pizanis A, Garcia P, Santelmann M, Culemann U, Pohlemann T (2013) Reduction and fixation capabilities of different plate designs for pubic symphysis disruption: A bio.
69. Pizanis A, Garcia P, Santelmann M, Culemann U, Pohlemann T (2013) Reduction and fixation capabilities of different plate designs for pubic symphysis disruption: A bio. *Injury*
70. Pohlemann T, Tscherne H, Baumgärtel F, Egbers HJ, Euler E, Maurer F, Fell M, Mayr E, Quirini WW, Schlickewei W, Weinberg A. (1996) Mortality in patients with pelvic fractures: Results from the German pelvic injury register. *Journal of Trauma - Injury, Infection and Critical Care* 64:449–455
71. Pohlemann T., Gänsslen A. (2000) Die Behandlung der lebensbedrohlichen Beckenverletzung. *OP Journal*
72. Pradeep Kankanalu Georgios OJDJLY (2021) Can locking plate fixation of symphyseal disruptions allow early weight bearing? - *ScienceDirect*.
73. Provenzano PP, Heisey D, Hayashi K, Lakesand R, Vanderby R (2002) Subfailure damage in ligament: A structural and cellular evaluation. *J Appl Physiol* 92:362–371
74. RE L, D M, SW L (2004) Symphysis pubis dysfunction: a review of the literature. *Journal of Maternal-Fetal and Neonatal Medicine* 16:349–354
75. Rey-Fernández L, Bernaus-Johnson M, Veloso M, Angles F, Zumbado A, Font-Vizcarr L (2021) Chronic Anterior Pelvic Instability. *J Orthop Case Rep* 11:

76. Roberts JL, Paglia DN, Drissi H (2018) Transcriptional Mechanisms of Secondary Fracture Healing. *Curr Osteoporos Rep* 16:146–154
77. Rommens PM, Hofmann A (2013) Comprehensive classification of fragility fractures of the pelvic ring: Recommendations for surgical treatment. *Injury* 44:1733–1744
78. Rommens PM, Wagner D, Hofmann A (2017) Minimal invasive surgical treatment of fragility fractures of the pelvis. *Chirurgia (Romania)* 112:524–537
79. Rommens PM, Hofmann A (2021) Focus on fragility fractures of the pelvis. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery* 47:
80. Ruchholtz S., Bücking B., Schulz R. (2016) *Alterstraumatologie*. Thieme
81. Salama W, Hosny H, Mousa E, Elsayed M (2025) Comparative study between anterior symphyseal plating and percutaneous symphyseal screws for treatment of traumatic symphyseal diastasis. *Int Orthop* 49:755–765
82. Sawle L, Freeman J, Marsden J, Matthews MJ (2013) Exploring the effect of pelvic belt configurations upon athletic lumbopelvic pain. *Prosthet Orthot Int* 37:124–131
83. Schell H, Lienau J, Epari DR, Seebeck P, Exner C, Muchow S, Bragulla H, Haas NP, Duda GN (2006) Osteoclastic activity begins early and increases over the course of bone healing. *Bone* 38:547–554
84. Sheen J. MA, G V. (2023) Fracture Healing Overview - StatPearls - NCBI Bookshelf.
85. Siebenrock K., Leunig M., Beck M., Ganz R. (2004) *Thieme-Orthopädie und orthopädische Chirurgie- Becken, Hüfte*.
86. Stannard J., Schmidt A., Wentzensen A., Gebhard F., Grüthner P., Ruchholtz S., Stöckle U. (2020) *Thieme-Spezielle Unfallchirurgie*.
87. Stover MD, Edelstein AI, Matta JM (2017) Chronic Anterior Pelvic Instability: Diagnosis and Management. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 25:509–517
88. Tang CT, Chung TT, Liang HC, Lin CL (2023) Biomechanical evaluation of a novel tri-blade titanium implantable vertebral augmentation device. *Spine Journal* 23:766–779
89. Tile M, Helfet D, et al., In: Müller <me (1995) *Comprehensive Classification of Fractures in the Pelvis and Acetabulum*.
90. Tosounidis G, Culemann U, Stengel D, Garcia P, Kurowski R, Holstein JH, Pohlemann T (2010) Das komplexe Beckentrauma des älteren Patienten. *Unfallchirurg* 113:281–286
91. Winking M. (2017) *Die Wirbelsäule*.
92. Wirtz D., Stöckle U. (2018) *Expertise Hüfte*. Thieme, Stuttgart
93. Wolter D, Jürgens C (2006) Winkelstabile Verbindungen bei Osteosyntheseimplantaten- Historische Entwicklung, Wissenschaftlicher Hintergrund und Aktueller Stand der Winkelstabilität. *Trauma und Berufskrankheiten*
94. Woo SL, Vogrin TM, Abramowitch SD (2000) Healing and repair of ligament injuries in the knee. *J Am Acad Orthop Surg* 8:364–372

95. (2024) S1 Leitlinie Verletzungen-des-Beckenrings.
96. Bone Models - SYNBONE.

9 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Frontalschnitt durch die Symphse	S.15
Abb. 2 Schematische Darstellung der Belastung der Symphyse beim Zweibeinstand	S.16
Abb. 3 Röntgendiagnostik bei Verdacht auf Beckenringfraktur	S. 20
Abb. 4 AO-Klassifikation der Beckenringfraktur	S. 23
Abb. 5 Phasen der sekundären Knochenheilung	S. 28
Abb. 6 Pfannenstiel-Zugang	S. 33
Abb. 7 Beckenmodell Typ 4060 Synbone®	S. 36
Abb. 8 SLDCP-Platte und zugehöriges Material	S. 37
Abb. 9 FiberTape® Cerclage	S. 39
Abb. 10 Tensioner der Firma Arthrex®	S. 39
Abb. 11 Schemazeichnung Pressure Mapping Sensor	S. 41
Abb. 12 Schemazeichnung gewählter Messpunkte für das 3D-optische System	S. 42
Abb. 13 Duokopfprothesen auf Plexiglasfuß	S. 43
Abb. 14 Modell Einbeinstand	S. 44
Abb. 15 Knochenspan im Bereich der Symphyse	S. 45
Abb. 16 Präpariertes Becken	S. 49
Abb. 17 Skizze des Versuchsaufbau im Zweibeinstand	S. 51
Abb. 18 Versuchsaufbau des Einbeinstands mit winkelstabilem Plattensystem und „Bumper“-Platte	S. 51
Abb. 19 Schemazeichnungen Versuchsaufbau und Versuchsablauf	S. 53-56
Abb.20 Schemazeichnung der gemessenen Strecken und Winkel	S. 57-58
Abb.21 I-Scan Symphysenquerschnitte unter der Belastung von 400 N	S. 60
Abb.22 Boxplots der Kompressionskraft im Zweibeinstand zu den jeweiligen Messpunkten	S. 63
Abb.23 Boxplots der Kompressionskraft im Einbeinstand zu den jeweiligen Messpunkten	S. 65
Abb.24 Boxplots der Kontaktfläche im Zweibeinstand zu den jeweiligen Messpunkten	S. 67
Abb.25 Boxplots der Kontaktfläche im Einbeinstand zu den jeweiligen Messpunkten	S. 69
Abb.26 Segmentale Auswertung- kranial, medial und kaudales Segment	S. 70
Abb. 27 Vergleich der segmentalen Kraftverteilung im Zweibeinstand	S. 72
Abb. 28 Vergleich der segmentalen Kraftverteilung im Einbeinstand	S. 74
Abb. 29 Vergleich der segmentalen Kontaktfläche im Zweibeinstand	S. 77
Abb. 30 Vergleich der segmentalen Kontaktfläche im Einbeinstand	S. 79
Abb. 31 Differenzen des Winkels 4 im Zweibeinstand	S. 81

10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Mittelwerte und Standardabweichung der Kompressionskraft, Zweibeinstand	S. 62
Tabelle 2 Mittelwerte und Standardabweichung der Kompressionskraft, Einbeinstand	S. 64
Tabelle 3 Mittelwerte und Standardabweichung der Kontaktfläche, Zweibeinstand	S. 66
Tabelle 4 Mittelwerte und Standardabweichung der Kontaktfläche, Einbeinstand	S. 68
Tabelle 5 Prozentuale segmentale Kraftverteilung im Zweibeinstand	S. 72
Tabelle 6 Prozentuale segmentale Kraftverteilung im Einbeinstand	S. 74
Tabelle 7 Prozentuale segmentale Flächenverteilung im Zweibeinstand	S. 77
Tabelle 8 Prozentuale segmentale Flächenverteilung im Einbeinstand	S. 79

11 Danksagung

Ich danke der Universität des Saarlandes für die Möglichkeit der Durchführung der Arbeit im Biomechanik Labor der Klinik für Orthopädie, sowie Professor Pohlemann und Liodakis für die Möglichkeit der Ausführung der Promotionsarbeit in der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie.

Mein herzlicher Dank gilt:

PD Dr. med. Tobias Fritz für die gute Betreuung, Organisation und Unterstützung im Zeitraum der gesamten Arbeit.

Dr. med. Joscha Schumacher. Für die Hilfe, Zusammenarbeit und zahlreichen Ratschläge.

Meiner Familie für die besondere Unterstützung und Svenja Roland für den allzeit vorhandenen Support.

12 Lebenslauf

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

Tag der Promotion: 11.03.2026

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

Berichterstatter: PD Dr. med. Tobias Fritz
Univ.-Prof. Dr. med. Matthias Laschke