

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

**Modifikation eines
Repositions-Fixations-Implantats bei
Acetabulumfrakturen
und biomechanische Vergleichstestung mit einer
Standardrekonstruktionsplatte**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2012

vorgelegt von

Jens Roch

geb. am: 23.09.1978 in Bad Dürkheim

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	2
1 Zusammenfassung	5
1.1 Modifikation eines Repositions-Fixations-Implantats bei Acetabulumfrakturen und biomechanische Vergleichstestung mit einer Standardrekonstruktionsplatte ...	5
1.2 Modification of a Reduction-Fixation-Implant for acetabular fractures and comparative biomechanical study with a standard reconstruction plate	7
2 Einleitung	9
2.1 Problemstellung und Zielsetzung	10
2.2 Anatomie und Biomechanik des Beckenrings und des Acetabulums	13
2.2.1 Knöcherner Anteil des Beckens und des Acetabulums	13
2.2.2 Bandapparat	15
2.2.3 Nerven im Beckenringbereich	17
2.2.4 Gefäße des Beckens	18
2.2.5 Muskulatur des Beckenrings	19
2.2.6 Pfeilerstruktur des Acetabulums	22
2.2.7 Biomechanik des Beckenrings	23
2.2.8 Biomechanik des Acetabulums	24
2.2.9 Biomechanik des verletzten Acetabulums	25
2.3 Diagnostik und Klassifikation der Acetabulumfraktur	26
2.3.1 Diagnostik der Acetabulumfraktur	26
2.3.2 Klassifikation der Acetabulumfraktur	30
2.3.2.1 Klassifikation nach Letournel	30
2.3.2.2 Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese (AO)	32
2.4 Klinische Grundlagen der aktuellen Therapie von Acetabulumfrakturen	33
2.4.1 Indikationsstellung und Entscheidungsfindung	33
2.4.2 Operative Zugangswege zum Acetabulum	35
2.4.2.1 Kocher-Langenbeck-Zugang	36
2.4.2.2 Ilioinguinaler Zugang nach Letournel	37
2.4.2.3 Erweiterte Zugänge	38
2.4.2.4 Erweiterter Pfannenstielzugang nach Stoppa (Stoppa-Zugang)	39
2.4.3 Aktueller Standard der operativen Frakturversorgung am Acetabulum ..	40
3 Material und Methodik	41
3.1 Belastungsuntersuchungen zur Modifikation eines kombinierten Repositions-Fixations-Implantats	41
3.1.1 Frakturmodell und Versuchsaufbau	41
3.1.2 Messeinrichtung und Messaufnahme	43
3.1.2.1 3D-Messsystem	43
3.1.2.2 Messpunkte	44
3.1.2.3 Koordinatensystem	45
3.1.3 Versuchsablauf	46
3.1.4 Implantate und Implantationstechnik	46
3.1.4.1 Konventionelles Implantat	47
3.1.4.2 Repositions-Fixations-Implantate	47

3.2	Biomechanische Vergleichstestung des Prototyps D mit der Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte (12-Loch-Platte).....	50
3.3	Biomechanische Vergleichstestung des definitiven Repositions-Fixations-Implantats (RepoFix) mit der Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte (12-Loch-Platte).....	51
3.4	Statistischer Vergleich der biomechanischen Untersuchungsergebnisse für die getesteten Implantate	52
3.4.1	Datenverarbeitung und statistische Analyse.....	52
4	Ergebnisse	54
4.1	Ergebnisse der Prototyp-Testungen.....	54
4.1.1	Prototyp A.....	54
4.1.2	Prototyp B.....	54
4.1.3	Prototyp C.....	54
4.1.4	Prototyp D.....	54
4.2	Ergebnisse des biomechanischen Implantatvergleichs.....	55
4.2.1	Ergebnisse der biomechanischen Vergleichstestung des Prototyps D mit der Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte (12-Loch-Platte).....	55
4.2.1.1	Schwerpunktänderung an der Quadrilateralfläche (QLP).....	55
4.2.1.2	Schwerpunktänderung am vorderen Pfeiler (VP).....	56
4.2.2	Ergebnisse der biomechanischen Vergleichstestung des definitiven Repositions-Fixations-Implantats (RepoFix) mit der Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte (12-Loch-Platte).....	57
4.2.2.1	Schwerpunktänderung an der Quadrilateralfläche (QLP).....	57
4.2.2.2	Schwerpunktänderung am vorderen Pfeiler (VP).....	57
4.3	Ergebnisse des statistischen Implantatvergleichs	58
4.3.1	Schwerpunktänderung bei Vollbelastung mit 800 N	58
4.3.1.1	Schwerpunktänderung an der Quadrilateralfläche (QLP).....	58
4.3.1.2	Schwerpunktänderung an der Fraktur des vorderen Pfeilers (VP)...	60
4.3.2	Bleibende Schwerpunktänderung nach Versuchsende	62
4.3.2.1	Bleibende Schwerpunktänderung an der Quadrilateralfläche (QLP)62	
4.3.2.2	Bleibende Schwerpunktänderung an der Fraktur des vorderen Pfeilers (VP)	63
4.3.3	Zusammenfassung der biomechanischen und statistischen Ergebnisse65	
4.4	Operationstechnik des definitiven Repositions-Fixations-Implantats (RepoFix)	66
5	Diskussion	69
5.1	Diskussion des biomechanischen Testsetups.....	70
5.1.1	Verwendete Beckenmodelle	70
5.1.2	Frakturmodell.....	70
5.1.3	Versuchsaufbau.....	71
5.1.4	Messsystem.....	72
5.2	Diskussion der Prototyp-Testung	73
5.2.1	Prototyp A.....	73
5.2.2	Prototyp B.....	74
5.2.3	Prototyp C.....	74
5.2.4	Prototyp D.....	74

5.3	Diskussion des biomechanischen Implantatvergleichs	75
5.3.1	Prototyp D – 12-Loch-Platte	76
5.3.2	RepoFix – 12-Loch-Platte	77
5.4	Diskussion des statistischen Implantatvergleichs.....	77
5.4.1	Schwerpunktänderung bei Vollbelastung mit 800 N	77
5.4.2	Bleibende Schwerpunktänderung nach Versuchsende	78
5.5	Fazit und Ausblick	79
6	Abbildungsverzeichnis	81
7	Anhang	84
7.1	Man-Whitney-U-Test zur statistischen Untersuchung	84
7.1.1	Vergleich Prototyp D-12-Loch-Platte	84
7.1.2	Vergleich RepoFix-12-Loch-Platte	84
7.1.3	Vergleich RepoFix-Prototyp D	85
8	Literaturverzeichnis.....	86
9	Publikationen	93
10	Dank.....	94
	Lebenslauf	96

1 Zusammenfassung

1.1 Modifikation eines Repositions-Fixations-Implantats bei Acetabulumfrakturen und biomechanische Vergleichstestung mit einer Standardrekonstruktionsplatte

Einleitung: Biomechanische Studien zu Acetabulumfrakturen sind selten. Die Zahl der Acetabulumfrakturen ist jedoch innerhalb der letzten 20 Jahre angestiegen. Insbesondere durch den demographischen Wandel nehmen Frakturen mit Beteiligung des vorderen Pfeilers stark zu. Eine Indikation zur operativen Versorgung stellt indessen eine dislozierte Vorderpfeilerfraktur mit hinterer Hemiquerfraktur dar. Sie zählt zu den fünf häufigsten Acetabulumfrakturen derzeit. Eine offene Reposition und innere Fixation der Frakturen erfolgt bisher standardmäßig über den doch recht invasiven, ilioinguinalen Zugang. Minimalinvasive Zugangstechniken, wie z.B. der erweiterte Pfannenstielschnitt (Stoppa-Zugang), werden in diversen Arbeiten anderer Autoren schon beschrieben. Ein spezifisches Implantat für diesen Zugang gibt es bisher jedoch noch nicht.

Ziel der Arbeit war es, ein Frakturmodell (entsprechend einer vorderen Pfeilerfraktur mit hinterer Hemiquerfraktur) am Kunststoffbecken zu entwerfen, ein Implantat zu entwickeln, das über den Stoppa-Zugang implantiert werden kann, die Schritte der Reposition und Fixation möglichst zusammenfasst und es dann biomechanisch mit einem Standardimplantat zu testen.

Material und Methodik: Die biomechanischen Untersuchungen wurden ausschließlich am Kunststoffbecken durchgeführt, da anatomische Präparate nicht in ausreichender Anzahl und vergleichbarer Knochenqualität vorlagen. Zuerst wurde mittels Hardcast-Schablone ein Frakturmodell einer vorderen Pfeiler- und hinteren Hemiquerfraktur entworfen. An diesem Modell wurden dann zerstörungsfreie Belastungstests mit einem Standardimplantat (Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte, i.F. 12-Loch-Platte genannt) und verschiedene Plattenkonfigurationen eines neuen Repositions-Fixations-Implantats (i.F. RepoFix genannt) vorgenommen. Getestet wurde in einer Universalprüfmaschine als axiale Druckprüfung. Die Beckenpräparate wurden in einem etablierten Einbeinstandmodell den standardisierten Belastungszyklen ausgesetzt. Als Messsystem diente ein ebenfalls etabliertes 3D-Messsystem (Fa. Zebris), das sämtliche Freiheitsgrade

ultraschallbasiert aufzeichnete. Zur Entwicklung der besten Osteosyntheseanordnung und Konfiguration wurden insgesamt vier verschiedene Prototypen A-D bis zum Erreichen einer ähnlichen Last wie beim Standardimplantat getestet. Der Prototyp D wurde dann mit der 12-Loch-Platte biomechanisch verglichen. Hierzu wurden 10 Kunststoffbecken nacheinander einer Hysterese mit drei Schleifen à 400 N und einer submaximalen Schleife à 800 N unterzogen. Nach erneuter Designänderung wurde das definitive Repositions-Fixations-Implantat (RepoFix) ebenfalls mit der 12-Loch-Platte verglichen. Aus den dreidimensionalen Koordinaten wurde der Schwerpunkt des Systems und dessen Auslenkung vom Nullpunkt berechnet und durch Last-Weg-Diagramme verdeutlicht. Zur statistischen Auswertung wurden die Daten einem Man-Whitney-U-Test unterzogen.

Ergebnisse: Nach schrittweiser Designänderung, hielt der Prototyp D einer Last von 1000 N stand. Im direkten Vergleich mit der 12-Loch-Platte, wies er jedoch, teils auch signifikant größere Dislokationen der Fragmente auf. Eine erneute Veränderung des Implantats, mit Vergrößerung der Platte vor der quadrilateralen Fläche, zeigte im darauf folgenden Vergleich mit der 12-Loch-Platte deutlich bessere Ergebnisse. In keinem Messpunkt waren die aufgezeichneten Dislokationen größer als beim Standard, in einigen sogar signifikant geringer.

Diskussion: Die gute Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit der Kunststoffbecken stellte eine echte Alternative zu den schwer verfügbaren und in der Knochensubstanz zu unterschiedlichen humanen Präparaten dar. Die geringeren Dislokationen bei den Becken, die mit dem RepoFix versorgt waren, lassen sich durch die verbreiterte Platte vor der quadrilateralen Fläche erklären. Auf Grund dieser Breite lassen sich beide Frakturteile überbrücken und mit Schrauben gegeneinander stabilisieren.

Als Fazit lässt sich aus den Ergebnissen schließen, dass durch Modifikationen ein Implantat zur Versorgung einer typischen Acetabulumfraktur des alten Patienten entwickelt wurde, das die Schritte der Reposition und Fixation verbindet, über einen minimalinvasiven Stoppa-Zugang eingebracht werden kann und geringere Dislokationen der Frakturteile zulässt als das Standardimplantat.

1.2 Modification of a Reduction-Fixation-Implant for acetabular fractures and comparative biomechanical study with a standard reconstruction plate

Objectives: There are only few biomechanical studies about acetabular fractures. But actually these fractures occur increasingly by the demographic change. An indication for an operative stabilisation is an anterior column combined with posterior hemitransverse fracture. This is currently one of the five most frequent fractures of the acetabulum. An open reduction and internal fixation of a fracture of this type is usually stabilized through an ilioinguinal approach. Limited approaches like the modified Stoppa approach are already described in various studies. A specific implant for this approach is not available yet.

The aims of this study were to create a fracture model (according to an anterior column with posterior hemitransverse fracture) on synthetic pelvises, develop an implant, which is implantable through the Stoppa approach, if possible combines the steps of reduction and fixation and compare it biomechanically with the standardimplant.

Methods: The biomechanical testing was performed with synthetic pelvises only, since anatomical preparations were not present in sufficient number and comparable bone quality. First the fracture model of an anterior column with posterior hemitransverse fracture was made with a hardcast template. Then these pelvises were tested preliminarily with a standard reconstruction plate (12-hole) and different modifications of a new reduction-fixation-implant (RepoFix) until implant failure. A computerised testing machine forced the specimens in standardised load cycles with an axial load in an established upright single-leg stance. An also established ultrasonic 3D measuring device measured all degrees of freedom. For the development of the best arrangement and configuration of the osteosynthesis altogether four different prototypes A-D were tested until one of them achieved a similar load to failure as the standard implant. Therefore 10 synthetic pelvises were tested in three load cycles with a load of 400N and one with 800N. After a final modification, the implant was also compared with the standard reconstruction plate. Due to the three-dimensional coordinates, the mass centre and its deflection from the origin could be calculated. From the data

load distance diagrams were assembled. The data was then analysed statistically by a Man-Whitney-U-Test.

Results: After a gradual design modification, the prototype D withstood a load of 1000N. However, in the direct comparison with the standard reconstruction plate, it showed larger dislocations of the fragments, in some measuring points even significantly. Then we exchanged the plates in front of the quadrilateral surface for a larger one (RepoFix), what led to less dislocations compared to the standard reconstruction plate. In some measuring points we recorded even significantly less displacement. There was no larger dislocation of the fracture pieces at all.

Discussion: The reproducibility and comparability of the synthetic pelvises represent a real alternative to the cadaver pelvises, which are rare and in the bone substance too differently. The larger plate in front of the quadrilateral surface explains the lesser occurrence of dislocations of the pelvises that were stabilized by the RepoFix. With this plate it is now possible to bypass and stabilize both columns with screws.

Conclusion: We developed an implant through modifications for a typical fracture of a geriatric patient, which combines the steps of reduction and fixation, is implantable through a Stoppa approach and shows less displacement in the fracture parts than the standard reconstruction plate.

2 Einleitung

Aufgrund der demographischen Entwicklung sind Patienten heute deutlich mobiler, es steigt jedoch die Komorbidität. Betrachtet man die Inzidenz der Acetabulumfrakturen, lässt sich in den letzten Jahren eine deutliche Steigerung beobachten [62]. Um die Mobilität des Patienten zu erhalten, ist eine Operation meist unumgänglich [50]. Dabei versucht man möglichst zeitsparend und über wenig invasive Zugänge zu operieren, um das Risiko für den Patienten so gering wie möglich zu halten.

Nicht jede Acetabulumfraktur muss operiert werden, kontroverse Diskussionen in der Literatur liegen mehrfach vor. In der Konsensuskonferenz des Homburger Beckenkurses 2006 kam man überein, dass stabile und kongruente (1-2mm) Frakturen mit zentriertem Hüftkopf und Frakturen die nicht im Bereich des Doms liegen konservativ behandelt werden können. Alle anderen Frakturen sollten, wegen der Instabilität und der Gefahr einer rasch fortschreitenden Arthrose, einer operativen Therapie zugeführt werden [8; 17; 47; 54; 61; 62]. Frakturen, die eine suffiziente Platzierung der Pfannenkomponente gewährleisten, können alternativ auch mit einer Hüft-TEP versorgt werden [8; 22; 23; 25; 63]. Vorderpfellerfrakturen benötigen wegen der fehlenden Abstützung für die Pfanne jedoch meist eine aufwändigere, invasivere Revisions-TEP, was das Operationsrisiko für den Patienten wiederum steigert.

Eine Alternative stellt die Beckenrekonstruktion mit Plattenosteosynthese über den ilioinguinalen Zugang dar [8; 23; 47]. Allerdings ist auch dieser nicht frei von Risiken und trotz des anatomischen Zugangsweges aufgrund seiner Ausdehnung ein invasiver Zugang.

Stoppa hat schon 1984 bei der Versorgung von Leistenhernien einen Zugang zum Becken über einen erweiterten Pfannenstielschnitt beschrieben [86]. Hirvensalo hat diesen Zugang 1993 benutzt um instabile Beckenfrakturen zu operieren [24]. Mit einer Erweiterung hat er sogar iliakale Fragmente erreichen können. 1994 benutzte dann Cole diesen erweiterten Pfannenstielschnitt zur Versorgung von Acetabulumfrakturen [5]. Der Vorteil dieses Verfahrens ist die gute Sicht aufs OP-Gebiet und der minimalinvasive Eingriff für den Patienten. Somit stellt dieser Zugang eine echte Alternative für die Behandlung von Acetabulumfrakturen mit einer

Vorderpfeilerkomponente und einer Protrusion des Hüftkopfes in das Becken dar [5; 29; 64; 95].

2.1 Problemstellung und Zielsetzung

Aufgrund der verminderten Knochenqualität und der nachfolgenden unzureichenden Stabilisierungsmöglichkeit mit konventionellen Platten- und Schraubensystemen, war für E. Letournel ein Lebensalter über 65 Jahren eine klare Kontraindikation zur operativen Rekonstruktion [39]. Die Mobilität des Patienten und die frühe postoperative Belastbarkeit stehen jedoch immer mehr im Vordergrund, sodass auch in hohem Lebensalter immer mehr operative Versorgungen durchgeführt werden [10; 62; 89].

Die Standardversorgung bei Acetabulumfrakturen dieses Typs, besteht zurzeit noch aus der Implantation von Beckenrekonstruktionsplatten über einen ilioinguinalen Zugang. Wegen der schwierigen Fixation des vorderen gegen den hinteren Pfeilers von beckeninnenwärts, besteht die Notwendigkeit zur Entwicklung und Testung von Implantaten speziell für den erweiterten Stoppa-Zugang [10].

Bei Acetabulumfrakturen mit Beteiligung des vorderen Pfeilers sowie einer eingebrochenen quadrilateralen Fläche ins Beckeninnere bevorzugt man aufgrund der Protrusion des Hüftkopfes häufig eine offene Rekonstruktion mit einer Plattenosteosynthese. Die suffiziente Sicherung des Hüftkopfes vor zentraler Protrusion durch Abstützung beider gelenknaher Pfeileranteile spielt eine entscheidende Rolle für das längerfristige Überleben des Gelenkes. Ein hohes intraoperatives Risiko der Penetration von Schrauben in das Gelenk besteht bei der biomechanisch sinnvollen, gelenknahen Platzierung der Schrauben [72; 78]. Die temporäre Fixation der durchgeführten Reposition mit Spickdrähten bietet zumeist zusätzliche Probleme. Da die Positionen der Spickdrähte häufig genau denen entsprechen, an denen später auch die Schrauben platziert werden sollen, kommt es oftmals zu einer Behinderung der eigentlichen Schraubenfixierung.

Klinisch wurde bisher z.B. versucht eine vorgebogene Federplatte unter die Rekonstruktionsplatte zu schieben, um das Problem der Gelenkspenetration zu vermeiden. Verhindern sollte dies eine erneute Subluxation und Protrusion des Hüftkopfes nach zentral [43; 66]. In praxi kann es jedoch zu einem kurzfristigen,

sekundären Versagen dieser Federplattenreposition mit nachfolgender Entwicklung einer Pseudarthrose und rasch fortschreitendem Gelenkverschleiß kommen, da die älteren Patienten zumeist eine Teilbelastung nur selten konsequent einhalten können. Es besteht daher ein Bedarf an belastungsstabilen Osteosynthesen, die eine frühzeitige Belastung durch den Patienten erlauben, ohne sekundär zu dislozieren [13].

Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die meist bestehende Komorbidität der Patienten. Nicht nur deshalb versucht man immer häufiger auf „minimalinvasive“ Operationstechniken zurückzugreifen. Stoppa hat 1984 im Umkehrschluss bei der Versorgung von Leistenhernien einen Zugang zum Becken beschrieben [86; 87]. Seinen erweiterten Pfannenstielschnitt hat Hirvensalo 1993 benutzt, um instabile Beckenfrakturen zu versorgen. Mit einem weiteren dorsalen Zugang konnte er sogar iliakale Fragmente erreichen. Trotz des limitierten Zugangs, konnte er eine sichere Fixation der Beckenringverletzung erzielen [24]. Cole setzte daraufhin diesen Zugang auch zur Versorgung von 55 Acetabulumfrakturen verschiedenen Frakturtyps ein. Vorteil dieser Präparation auf der Beckeninnenseite ist die Kombination einer kompletten Sicht auf die Innenfläche des Acetabulums ohne eine ausgedehnte Weichteilexposition. Er resümierte, dass dem erfahrenen Operateur damit zusätzliche Möglichkeiten der Frakturversorgung mit deutlich geringerer Komplikationsrate zur Verfügung stünden [5].

Zurzeit gibt es noch keine spezifischen Implantate für die Verwendung im Stoppa-Zugang. In der Literatur wurden entweder Drahtcerclagen eingesetzt [22; 50; 53] oder handelsübliche, vorgebogene Beckenrekonstruktionsplatten verwendet [22; 64]. Um die quadrilaterale Fläche und damit die Kongruenz zwischen Vorderpfeiler und Hinterpfeiler wiederherzustellen, ist die anatomische Vorbiegung der eingesetzten Plattenosteosynthese essentiell und stellt eine entsprechende Schwierigkeit für den limitierten Zugang dar. Eine weitere Schwierigkeit stellt die Fixation dar, die nur von beckeninnenwärts durchgeführt werden kann. Ist diese nicht möglich, muss ein zusätzlicher Zugang von cranial über das 1. Fenster des ilioinguinalen Zuganges geschaffen werden.

Zusammenfassend lassen sich nachfolgende Probleme bei der operativen Versorgung von Acetabulumfrakturen mit Protrusion des Hüftkopfes darstellen:

- Das Patientenalter mit notwendiger Versorgung steigt, die Mobilität dieser Patienten ebenfalls.
- Die Standardzugänge sind zwar anatomisch, jedoch ausgedehnt und invasiv.
- Die Kongruenz der Frakturteile muss angestrebt werden.
- Das Risiko der Gelenkspenetration durch die Platzierung gelenknaher Schrauben ist bei der Standardversorgung mit Beckenrekonstruktionsplatten hoch.
- Die gleichzeitige Reposition und Fixation ist schwierig.
- Es gibt bisher keine spezifischen Implantate für den Stoppa-Zugang.

Daraus ergibt sich entsprechend die Zielsetzung der vorliegenden Arbeit:

1. Erstellung eines biomechanischen Frakturmodells einer Acetabulumfraktur am Kunststoffbecken.
2. Entwicklung und Testung eines für den Stoppa-Zugang geeigneten Osteosyntheseverfahrens, das die Arbeitsschritte der Reposition und Fixation der Fraktur kombiniert.
3. Biomechanischer Vergleich des Osteosyntheseverfahrens mit dem Standardverfahren.

Bisher wurden nur wenige biomechanische Untersuchungen zur Stabilisierung von Acetabulumfrakturen durchgeführt.

Ein notwendiges Prinzip ist die frakturnahe Platzierung der Schrauben beidseits der Fraktur, das Sawaguchi bereits 1984 nachweisen konnte. Eine zusätzliche Erhöhung der Stabilität erzeugte eine Kombination aus Plattenosteosynthese des hinteren Pfeilers, mit Zugschraube im vorderen Pfeiler [72]. Diese Ergebnisse erhielt er bei der Untersuchung an einem Querfraktur-Kadavermodell, das er durch verschiedene Zugschrauben- und Plattenkombinationen zu stabilisieren versuchte.

Eine weitere Verbesserung der Stabilisierungsprinzipien stellte Shazar 1998 dar. Bei der Untersuchung verschiedener Stabilisierungsvarianten an Querfrakturen am Kunststoffmodell zeigte er, dass die Frakturkomponente des vorderen Pfeilers am

sichersten mit einer Zugschraube, in Kombination mit einer 3,5 mm Beckenrekonstruktionsplatte für den hinteren Pfeiler kombiniert werden sollte [78].

Was man immer vermutete, bestätigte Konrath ebenfalls 1998 an sechs Kadaverbecken mit vorderer Pfeilerfraktur im Einbeinstandmodell. Er zeigte, dass Spalten oder Stufen im Gelenk zu einer signifikanten Abnahme der erzielten Haltekräfte im Dombereich des Acetabulums führen [32].

2.2 Anatomie und Biomechanik des Beckenrings und des Acetabulums

2.2.1 Knöcherne Anteile des Beckens und des Acetabulums

Das Becken besteht aus zwei paarigen Beckenhälften und dem Os Sakrum. Diese laufen ringartig an der Symphyse und am Iliosakralgelenk zusammen. Im Acetabulum treffen sich entwicklungsgeschichtlich die drei Bestandteile einer Beckenhälfte (Os ilium, Os Ischii und Os pubis) und übertragen die Kraft zwischen Becken und Oberschenkel auf den Femurkopf.

Bis zur Pubertät sind diese drei Knochen voneinander getrennt; bis etwa zum 14. Lebensjahr verknöchern sie [52]. Ventral durch die faserknorpelige Symphysis pubica und dorsal durch das Os sakrum sind das rechte und linke Hüftbein miteinander verbunden. Der linke und rechte Schambeinast bilden mit dem Unterrand der Symphyse den arcus pubicus (=Schambeinbogen). Die Rahmenkonstruktion des Os coxae wird häufig mit der Zahl 8 verglichen. Der obere Teil der 8 wird vom Os ilium, der vordere untere vom Os pubis und der hintere untere vom Os ischium gebildet. Die Mitte der 8 bildet das Acetabulum. Das Foramen obturatum ist ein großes, vom Os pubis und Os ischium umrandetes Loch, das von der Membrana obturatoria verschlossen wird.

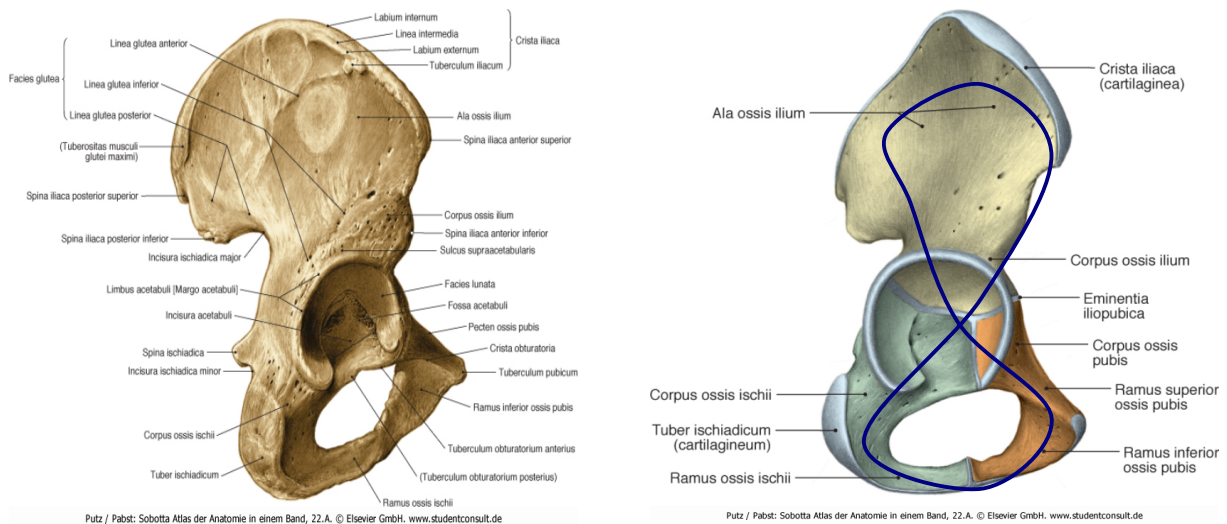


Abb. 1: Os coxae [81]: links Anatomische Strukturen; rechts die drei Teile des Beckens farbig mit der 8er Form

Das Acetabulum ist eine halbkugelige Aushöhlung. Der kräftige, knöcherne Limbus acetabuli verläuft um das Acetabulum und wird kaudal durch die Incisura acetabuli unterbrochen. Im Bereich der Incisura acetabuli verbindet das kräftige Lig. transversum acetabuli den vorderen und hinteren Gelenkflächenausläufer. Den zentralen Boden der Gelenkpfanne bildet die dünnwandige Fossa acetabuli. Um sie herum liegt die mit Knorpel überzogene Facies lunata. Ein derber Faserring, das Labrum acetabulare, sitzt dem Pfannenrand auf und umfasst den Hüftkopf über seinen Äquator hinaus. Aus der Fossa acetabuli zieht das Lig. capitis femoris mit begleitenden Gefäßen zum Zentrum des Hüftkopfes. Im Lauf des Lebens obliterieren diese Gefäße. Die Fossa acetabuli wird von der hufeisenförmigen Hauptbelastungszone, der Facies lunata, umgeben. Dort entsteht im radiologischen a.p.-Bild des Beckens die zur Orientierung wichtige „Köhler-Tränenfigur“.

Die Linea terminalis läuft vom Promontorium des Os pubis entlang der Linea arcuata und dann als Pecten ossis pubis zum Oberrand der Symphyse und unterteilt großes und kleines Becken.

Die Verbindung zwischen Beckenring und Wirbelsäule stellt das Os sakrum dar. Es besteht aus fünf, in der Embryonalentwicklung ursprünglich einzeln angelegten, miteinander verschmolzenen Wirbeln. Die Rippenrudimente und Rudimente der Querfortsätze bilden beidseits die so genannte Massa lateralis. Die Ventralseite des Sakrum wird als Facies pelvina bezeichnet und begrenzt das kleine Becken nach

dorsal. Von ventral und dorsal einsehbar befinden sich die Foramina sakralia pelvina et dorsalia. Durch sie treten die Nervenwurzeln in ventraler und dorsaler Richtung. Als Fortsetzung des Wirbelkanals enthält das Os sakrum den Canalis sakralis (=Kreuzbeinkanal), der im Hiatus sakralis endet. Das Os sakrum der Frau ist kürzer, breiter und schwächer gekrümmt als das des Mannes. Distal artikuliert das Kreuzbein mit dem Os coccygis (=Steißbein). Das Steißbein entsteht aus 3-5 Wirbelrudimenten, die synostotisch verschmolzen sind. Die Verbindung zwischen den Ossa coxae und dem Sakrum wird beidseits amphiarthrotisch durch die Iliosakralgelenke hergestellt.

2.2.2 Bandapparat

Der Bandapparat sichert die drei Gelenke des Beckens (Hüft-, Iliosakral- und Symphysialgelenk). Das Hüftgelenk wird durch einen Muskelmantel gesichert und durch kräftige Bänder zusammengehalten. Zum Bandapparat des Hüftgelenkes gehören:

- Lig. iliofemorale
- Lig. ischiofemorale
- Lig. pubofemorale
- Zona orbicularis

Diese Bänder laufen schraubenartig um das Hüftgelenk herum. Bei gestrecktem Bein ist diese „Bänderschraube“ zuge dreht, bei gebeugtem Bein aufgedreht. Sie hemmt damit das Abkippen des Rumpfes nach dorsal sowie eine Überstreckung des Beines. Bis auf die Beugung werden alle Bewegungsrichtungen durch die kräftigen Ligamenta gehemmt. Bei gebeugtem Hüftgelenk sind die Ligamenta jedoch so entspannt, dass der Oberschenkel weiter abduziert werden kann.

Der Bandapparat des Iliosakralgelenkes wird durch folgende Ligamente gebildet:

- Lig. iliolumbale
- Ligg. sacroiliaca ventralia, dorsalia und interossea
- Lig. sacrospinale
- Lig. sacrotuberale

Die zwei nach distal ziehenden Bänder auf der Rückseite des Kreuzbeins (Lig. sacrotuberale, Lig. sacrospinale) fixieren es und sichern es innerhalb des

Beckenrings gegen Rotationen in der Transversalachse. Das Lig. iliolumbale und das Lig. lumbosakrale laterale weisen eine besondere klinische Relevanz auf, da sie radiodiagnostisch bei Abbrüchen des Querfortsatzes L5 und anschließender Dislokation einen Hinweis auf eine dorsale Beckeninstabilität geben können.

Die Symphyse auf der Oberseite stabilisiert durch das Lig. pubicum superius, das fest mit dem Discus interpubicus verwachsen ist. Auf der Vorderseite wird die Symphyse durch mehrere stabilisierende Faserzüge, auf der Unterseite durch das Lig. pubicum inferius verstärkt.

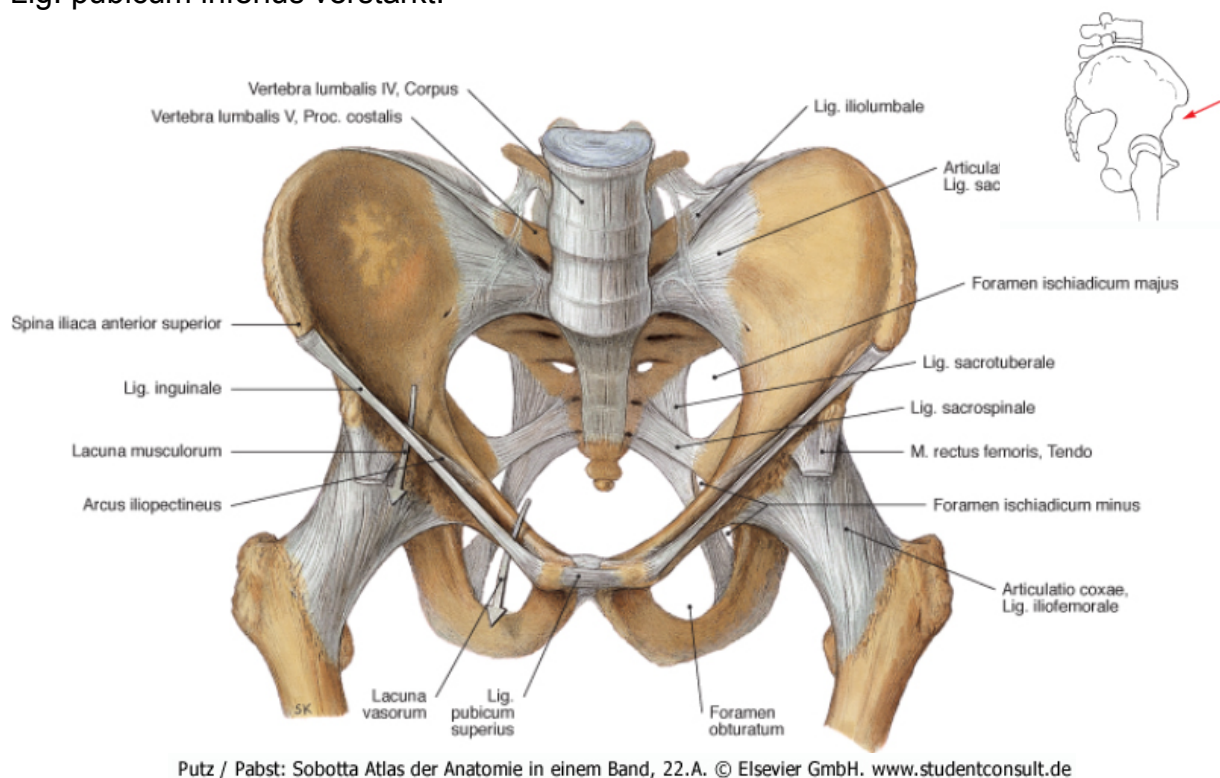
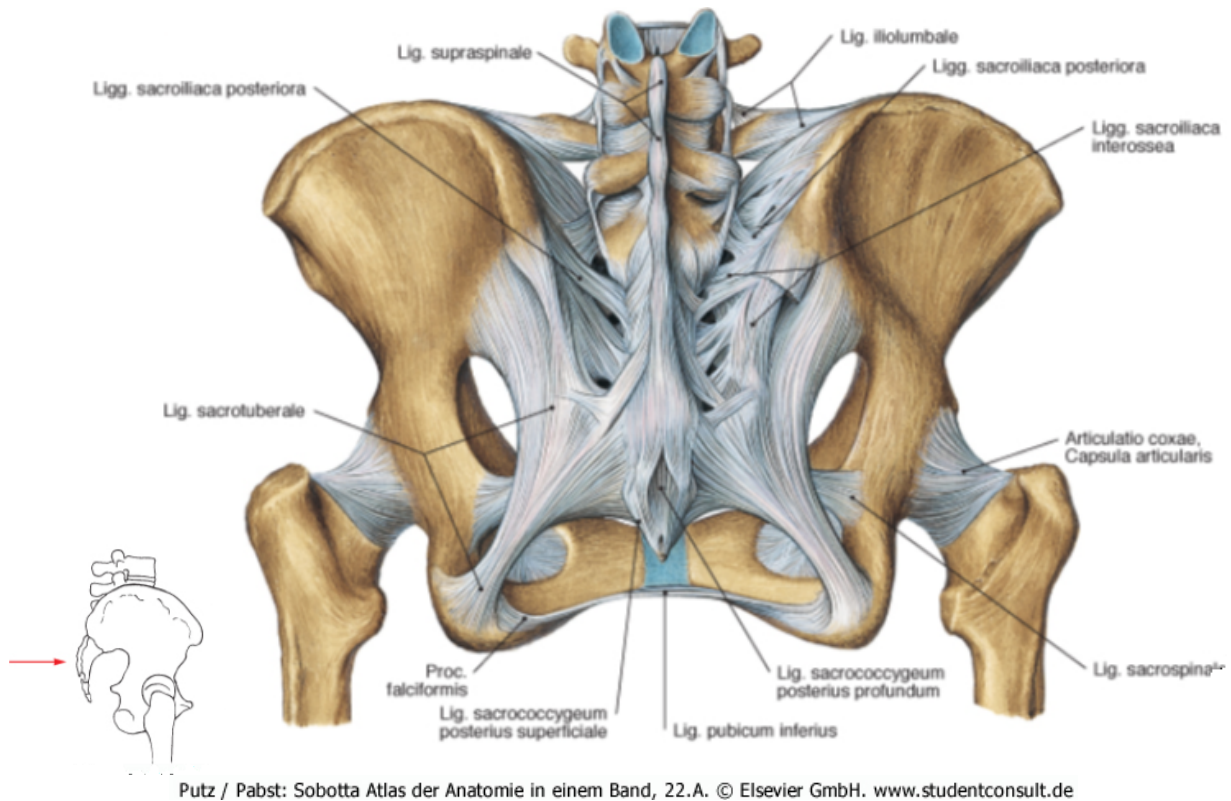


Abb. 2: Ventrale Ansicht des Beckens mit Bändern [81]



Putz / Pabst: Sobotta Atlas der Anatomie in einem Band, 22.A. © Elsevier GmbH. www.studentconsult.de

Abb. 3: Dorsale Ansicht der Beckens mit Bändern [81]

2.2.3 Nerven im Beckenringbereich

Mit dem Conus medullaris schließt das Rückenmark beim Erwachsenen auf Höhe des zweiten Lendenwirbelkörpers ab. Weiter distal bilden die Nervenfasern die Cauda equina. Diese reicht bis S2/S3 und wird vom Duralsack umhüllt. Weiter kaudal ziehen Plexus sakralis, coccygeus, Fila terminalia und Venen durch den terminalen Wirbelkanal. Durch die Foramina sakralia ventralia und dorsalia treten die neuronalen Strukturen durch den Wirbelkanal. Ein Teil der Rami dorsales versorgt die Haut der Hüfte und des Gesäßes als Nn. clunium superiores (L1-L3) und Nn. clunium medii (S1-S3). Aus dem Plexus lumbosakralis entspringen die Plexus lumbalis (TH12-L4), sakralis (L4-S4) und coccygeus (S4-Co1). Aus dem Plexus lumbalis bilden sich die Nn. iliohypogastricus, ilioinguinalis, genitofemoralis, cutaneus femoris lateralis, femoralis und obturatorius. Diese versorgen am Becken die Mm. quadratus lumborum, psoas major und minor sowie quadriceps femoris. Dem Plexus sakralis entspringen die Nn. glutei superior und inferior, cutaneus femoris posterior und ischiadicus. Durch diese Nerven werden die mit am wichtigsten Muskeln für die Biomechanik am Becken, die Mm. piriformis, obturatorius internus, gemelli, quadratus femoris, tensor fasciae latae, gluteus maximus, medius und minimus

versorgt. Im Bereich der Hinterwand des Acetabulums legt sich der N. ischiadicus in seinem Verlauf direkt an. Dadurch besteht potentiell bei Frakturen in diesem Bereich ein sehr hohes Risiko der direkten Schädigung oder der indirekten durch Dehnungsschäden. Der Plexus coccygeus versorgt den M. coccygeus und den M. levator ani.

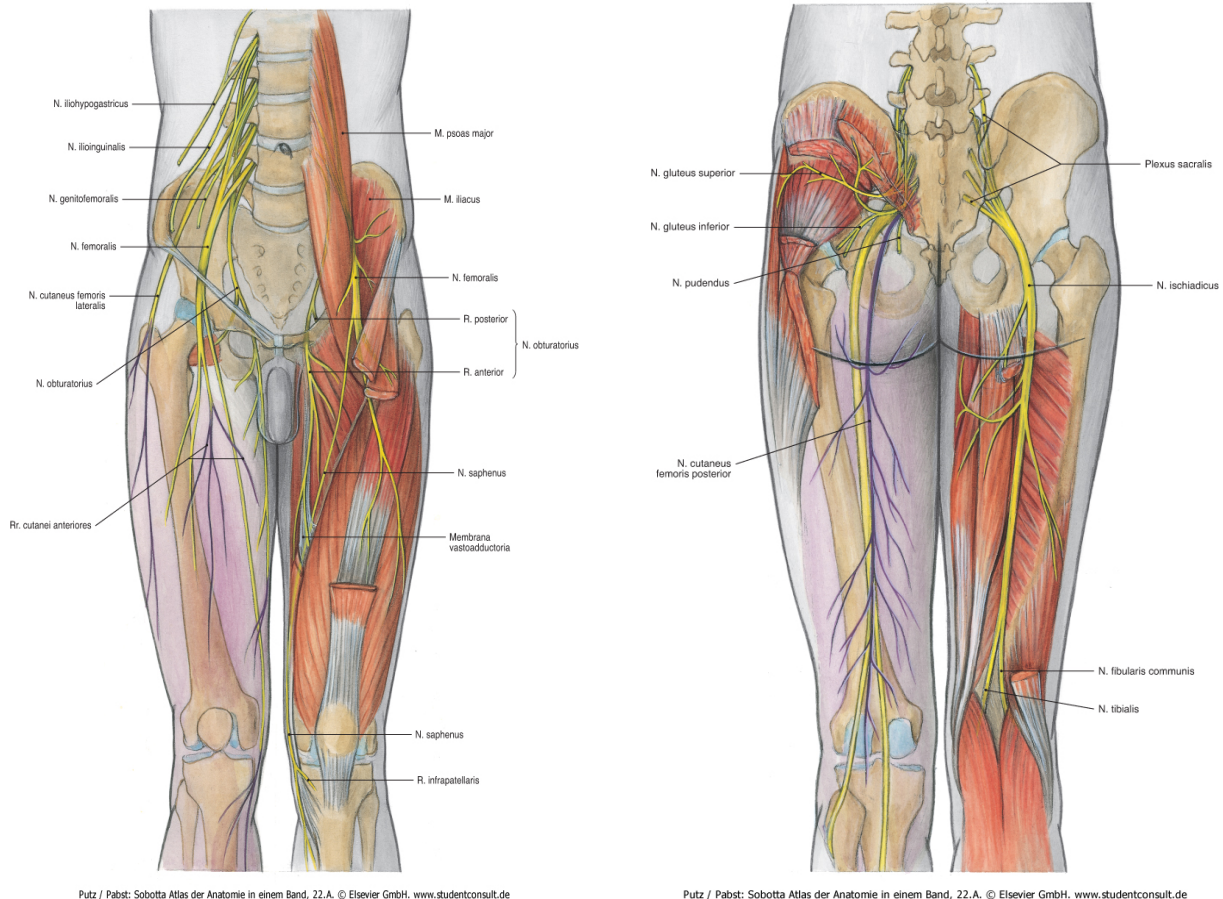


Abb. 4: Nerven im Bereich des Beckens [81]; ventrale Ansicht links; dorsale Ansicht rechts

2.2.4 Gefäße des Beckens

Auf Höhe des 4. Lendenwirbels gibt die Aorta abdominalis die beiden Aa. iliaca communes ab und endet als A. sakralis mediana. Jede der beiden Aa. iliaca communes teilt sich in Höhe des SI-Gelenkes in eine A. iliaca externa und eine A. iliaca interna. Die A. iliaca interna mit ihren viszeralen und parietale Ästen (Arteriae iliolumbalis, obturatoria, sakralis lateralis, glutealis superior et inferior), stellt die Versorgung des Beckengürtels sicher. Die A. iliaca externa geht distal des Leistenbandes in die A. femoralis über und übernimmt damit die Versorgung der unteren Extremität. Analog dazu gestaltet sich der Verlauf der venösen Gefäße. Die

V. iliaca interna liegt zusammen mit dem Truncus lumbosakralis an der sakralen Kante der linea terminalis. Beide sind somit bei knöchernen Verletzungen gefährdet. Im Hüftbereich bestehen Anastomosen der A. iliaca interna untereinander: Arteria iliolumbalis (zieht dorsal des M. psoas zum Os ilium), Aa. glutealis superior und inferior (ziehen zum Foramen suprapiriforme und infrapiriforme) und A. obturatoria (zieht durch den canalis obturatorius).

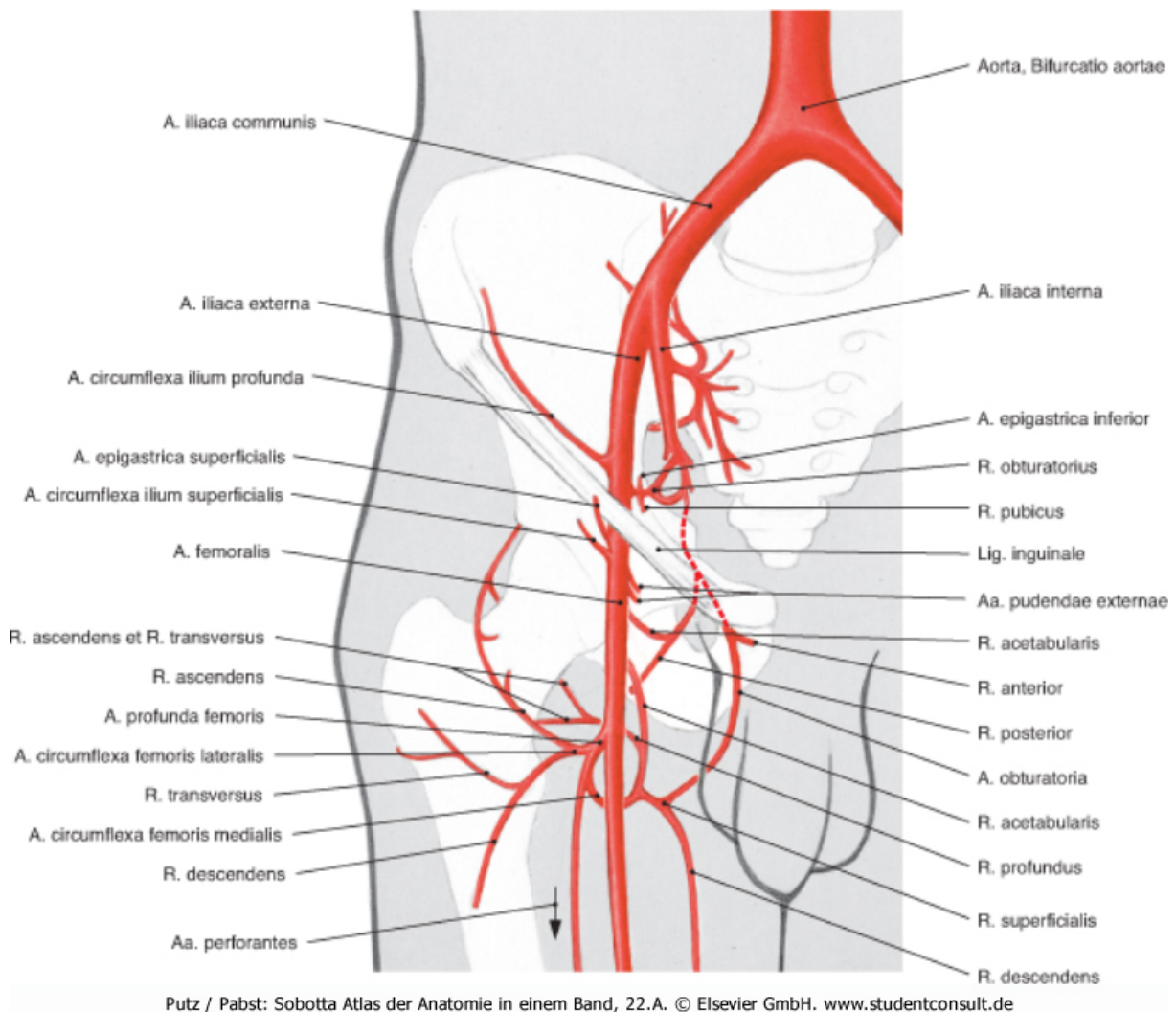


Abb. 5: Gefäße des Beckens mit Seitenarmen [81]

Die Blutversorgung des Acetabulums wird aus der A. obturatoria, den Ae. gluteae superiores et inferiores sichergestellt. Damit sind hohe Blutverluste infolge einer Fraktur, aber auch die zu beobachtenden Heilungsstörungen erklärbar.

2.2.5 Muskulatur des Beckenrings

Die Muskulatur des Hüftgelenks unterteilt man in sechs Gruppen, je nach Funktion, die sie ausführt [52]. Da fast alle Muskeln nicht nur eine Funktion innehaben, werden sie in mehreren Gruppen genannt.

1. Flexoren:

Sie flektieren das Hüftgelenk und spannen die Hüftgelenkscapsel auf. Bis auf die Mm. gluteus medius, minimus und den M. tensor fasciae latae, entspringen alle Muskeln dieser Gruppe auf der Beckeninnenseite. Hierzu zählen: M. rectus femoris, M. iliopsoas, M. sartorius, M. pectineus. Die meisten dieser Muskeln haben ihren Ansatz im Bereich des proximalen Femurs. Bei den dorsalen Zugangswegen werden vor allem die Fasern des M. tensor fasciae latae sowie des M. gluteus medius geschwächt. Beim Zugang des sog. Trochanteric Flip wird der M. gluteus medius mit dem Trochanter major abgelöst.

2. Extensoren:

Als Gegenspieler der Flexoren agieren diese Muskeln: M. gluteus maximus, M. adductor magnus, M. biceps femoris (Caput longum), Mm. Gluteus medius und minimus (dorsaler Teil), M. semimembranosus, M. semitendinosus. Sie haben ihre Ursprünge vor allem auf der Dorsalseite des Beckens und setzen bis auf die Glutealmuskulatur am distalen Femur, bzw. an der proximalen Tibia an.

3. Abduktoren:

Zur Stabilisierung des Ganges und des Hüftgelenkes nach lateral sind vor allem die Mm. glutei maximi (oberer Teil), medii und minimi und der M. tensor fasciae latae (bei gestrecktem Knie) zuständig. Weitere Abduktoren sind der M. rectus femoris (bei gebeugtem Knie), M. sartorius und der M. piriformis.

4. Adduktoren:

Die Antagonisierung der Abduktoren übernehmen diese Muskeln. Sie führen das Bein aus der Neutralposition zur Körpermitte: Mm. adductor magnus, longus und brevis, M. gluteus maximus (unterer Teil), M. iliopsoas, M. semimembranosus, M. quadratus femoris, M. pectineus, M. gracilis, M. biceps femoris (Caput longum).

5. Außenrotatoren

Durch ihren Ansatz an der Dorsalseite des Femurs rotieren diese Muskeln das Bein nach außen: Mm. glutei maximi, medii und minimi (beide dorsaler Teil), M. quadratus femoris, M. iliopsoas, M. rectus femoris, Mm. adductores magni, longi und brevis, Mm. obturatorii externi und interni, M. piriformis, M. pectineus, Mm. gemelli, M. sartorius, M. biceps femoris (caput longum).

6. Innenrotatoren

Bis auf den M. adductor magnus setzen alle Muskeln dieser Gruppe auf der lateralen Seite des Femurs, bzw. der Tibia an und machen so eine Rotation des Femurs nach innen: M. tensor fasciae latae, Mm. Glutei medii und minimi (vorderer Teil).

Zum besseren Verständnis der Funktion zeigt Abb. 6 die Muskeln mit Ansätzen und Ursprüngen.

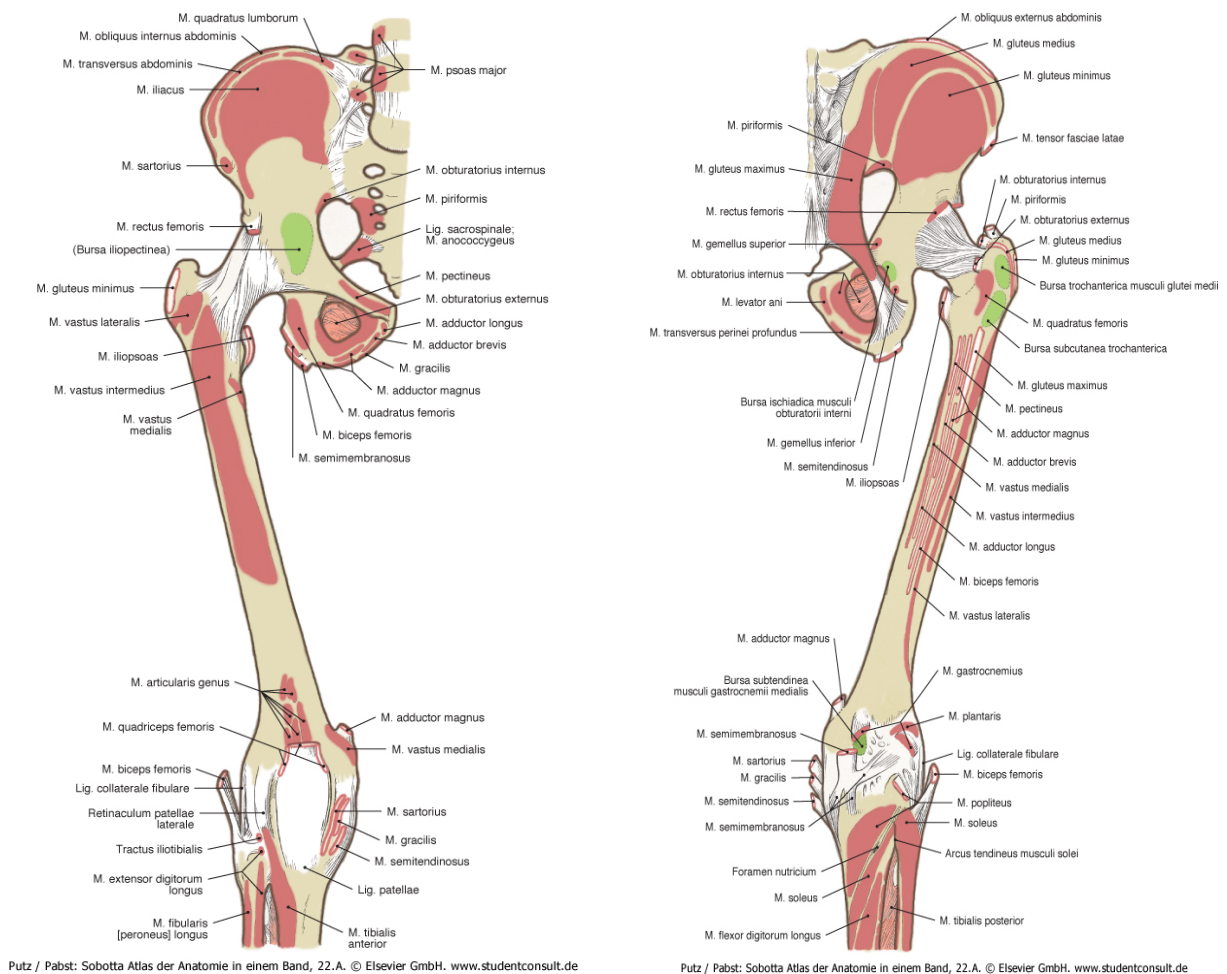


Abb. 6: Muskelansätze und -ursprünge des Hüftgelenkes; links ventrale Ansicht; rechts dorsale Ansicht [81]

Zusätzlich zu den Muskeln des Hüftgelenkes setzen am Becken noch Bauchmuskeln an. An der Crista iliaca sind dies die Mm. transversus abdominis, obliquus internus und externus abdominis und der M. quadratus lumborum.

2.2.6 Pfeilerstruktur des Acetabulums

Acetabulum kommt aus dem Lateinischen und bedeutet Essignapfchen. Rouvière hat 1940 den biomechanisch wichtigen Begriff der „Pfeilerstruktur“ des Acetabulums geprägt [68]. Es gibt einen vorderen und einen hinteren Pfeiler. Sie ergeben zusammen die Form eines „ λ “. Nicht zu verwechseln mit der so genannten „Y-Fuge“, die die Wachstumsfugen zwischen Scham-, Sitz- und Darmbein bezeichnet, die sich im Zentrum des Acetabulums treffen (siehe Abb. 1 rechtes Bild).

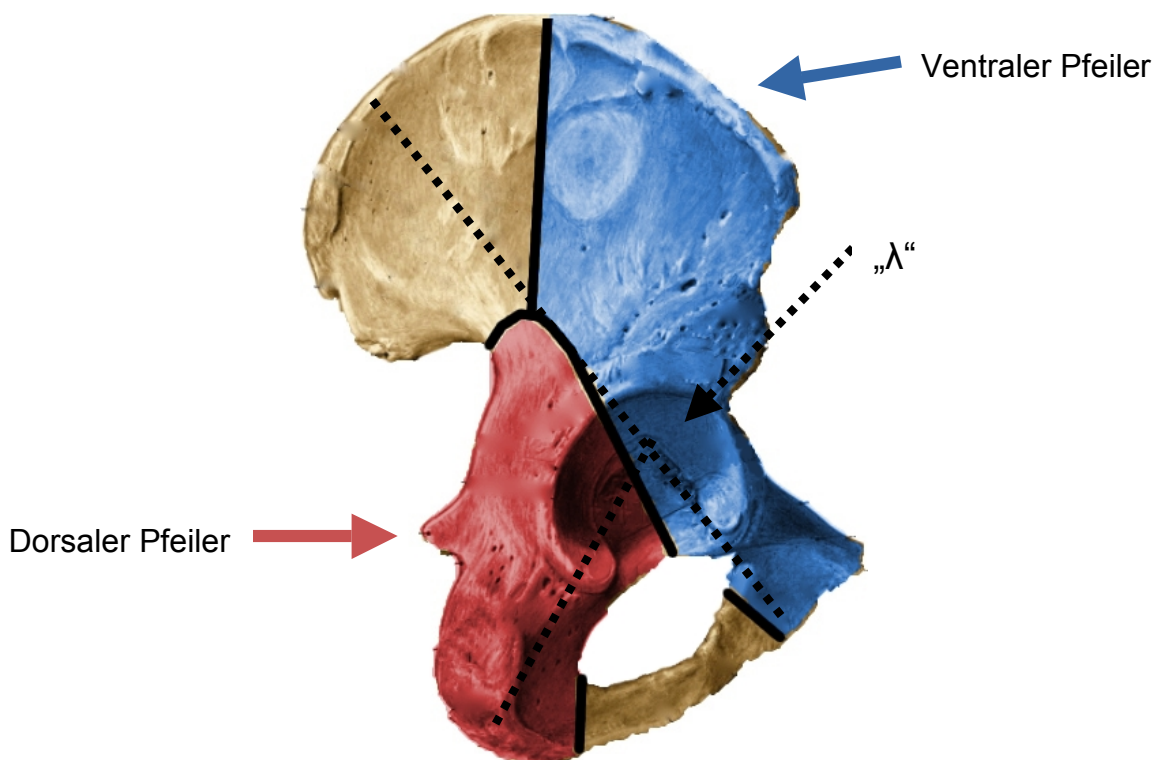


Abb. 7: Zwei-Pfeiler-System am rechten Os coxae nach Letournel

Der längere Schenkel des „ λ “ setzt sich zum großen Teil aus dem Os ilium und einem kleineren Teil des Os pubis zusammen; der kürzere Schenkel stellt das Os ischium dar. Das Os ischium bildet den dorso-kaudalen Anteil des Acetabulums, die so genannte „Hinterwand“ und den dorsalen Pfannenrand. Der craniale Teil der Gelenkfläche hat große klinische Relevanz als lasttragender Anteil. Er wird aufgrund seiner weiten Wölbung sowie dem starken Knochen, durch den er getragen wird, als „Dom“ des Acetabulums bezeichnet [44]. Die ausgedehnte, aber dünne so genannte quadrilaterale Fläche wird vom vorderen Pfeiler gebildet. Bei Frakturen mit Aussprengungen in diesem Bereich kommt es aufgrund der entstehenden Subluxation des Hüftkopfes nach zentral häufig zu Problemen der suffizienten Reposition und Fixation.

2.2.7 Biomechanik des Beckenrings

Im aufrechten Stand erfolgt die Kraftübertragung von der unteren Extremität auf die Wirbelsäule über den Schenkelhals und das Acetabulum in das Os ilium. Über den hinteren Pfeiler erfolgt dann die Kraftweiterleitung über das Iliosakralgelenk auf das Os sakrum. Die weitere Übertragung findet über den Diskus intervertebralis L5 auf die lumbale Wirbelsäule statt.

Die Kyphosierung in Höhe S3-S4 steigert die Tendenz des Sakrums nach ventral kaudal aus dem Beckenring zu luxieren. Verhindert wird dies durch die stärkeren dorsalen und im Vergleich zu den ventralen Bändern des Iliosakralgelenks. Bei axialer Belastung werden besonders die dorsalen Bänder angespannt und übertragen durch Zug die Körperlast von der Wirbelsäule auf die Hüftbeine.

Auf das Os sakrum wirken bei Belastung sowohl Translationskomponenten als auch Rotationsbewegungen (Nutation), sodass es zu einer Verschiebung mit gleichzeitiger Drehung um eine imaginäre Achse in der Frontalebene kommt. Die iliosakralen Gelenkflächen bilden beim stehenden Menschen in der Frontalebene des Beckens einen nach unten offenen Winkel. Die beiden Darmbeine werden durch die Körperlast und den Zug des Sakrums an den iliosakralen Bändern aufeinander gezogen. Dadurch wird das Sakrum zwischen beiden Beckenhälften verankert und der Druck im Iliosakralgelenk erhöht. Dies gilt jedoch nur für den Zweibeinstand. Im Einbeinstand verschiebt sich der Körperschwerpunkt zur Seite, sodass es zu einer höheren Druckbelastung an den unteren Rändern des Iliosakralgelenkes (ISG) kommt.

Im gesunden Becken ist das Os sakrum über die Ligg. sacroiliaca dorsalia und über die Ligg. iliolumbalia an den hinteren Darmbeinkämmen federnd aufgehängt. Die Ligg. sacrospinalia und sacrotuberalia wirken einer Drehbewegung des Sakrums entgegen. Dieses Drehmoment entsteht, wie oben beschrieben, durch den Druck des Körpergewichtes auf S1. Im ISG sind aufgrund der starken Bandverbindungen nur geringe Bewegungen möglich, dennoch sind sie für die Elastizität des Beckenrings und für die Federung der Wirbelsäule wichtig.

Die Symphyse ist wechselnden Druck-, Zug- und Scherbelastungen ausgesetzt. Während beim Zweibeinstand die Zugbeanspruchung im Vordergrund steht, herrscht im Einbeinstand vor allem eine Druckbelastung. Beim Wechsel von einem auf das

andere Bein treten sagittale Scherbelastungen auf. Der vordere Beckenring liegt außerhalb des Hauptkraftflusses mit geringerer Bedeutung für die Stabilität. Dem dorsalen Beckenring kommt daher die entscheidende Rolle für die Ableitung des Körpergewichtes zu, da der Hauptteil der Last durch Druckkräfte von den Lumbalwirbeln übers ISG, Os ilium und Acetabulum auf den Oberschenkel abgeleitet wird.

Bei Frakturen im dorsalen Beckenbereich kommt es somit zu einer biomechanischen Schwächung des Ringsystems und zu einem so genannten „instabilen“ Beckenring. Frakturen im vorderen Beckenbereich führen hingegen zu keiner nennenswerten biomechanischen Schwächung und es verbleibt meist ein „stabiler“ Beckenring.

2.2.8 Biomechanik des Acetabulums

An der Facies lunata werden die Druckkräfte des Oberschenkelknochens auf die Knochenmasse des cranial gelegenen Corpus ossis ilii übertragen. Die Facies lunata ist im Pfannendach, dem Hauptbelastungsbereich des Acetabulums, am breitesten und die Knorpelschicht mit mehr als 2,5 mm Stärke am dicksten [34]. Der Boden der Fossa acetabuli dagegen ist dünnwandig und wird vom Pulvinar acetabuli, einem gefäßreichen Fettgewebsspolster, ausgefüllt.

Konrad spricht 1998 von einer „slightly incongruous articulation“, einer leicht inkongruenten Gelenkfläche [32]. Bei leichter Last auf dem Hüftgelenk hat der Femurkopf nur im posterioren und anterioren Bereich Kontakt mit dem Acetabulum, der superiore wird hierbei ausgespart. Wenn die zu tragende Last ansteigt, verformt sich das Acetabulum elastisch, wird kongruent und das Gelenk erhält Kontakt zu allen Teilen. Dies lässt den Schluss zu, dass das elastische Verhalten des Os coxae und des Beckenrings, gemeinsam mit der Funktion der Abduktoren, wichtig für die Verformbarkeit des Acetabulums sind.

Zur funktionellen Stabilisierung am Hüftgelenk spielen die Abduktoren, also insbesondere bei der Fortbewegung [7; 26] und dem Einbeinstand [49] eine entscheidende Rolle. In zahlreichen biomechanischen Arbeiten wurde die Kraftübertragung am Hüftgelenk in statischen und dynamischen Versuchsanordnungen sowie die Kraftverteilung auf den artikulierenden Gelenkflächen untersucht. 1998 zeigte Harnroongroj jedoch die besondere Bedeutung des vorderen Pfeilers für die Stabilität des Beckenrings [20].

2.2.9 Biomechanik des verletzten Acetabulums

Die Biomechanik des verletzten Acetabulums ist sehr komplex. Darum gibt es mittlerweile einige grundlegende Arbeiten zu diesem Thema. 1958 berichteten erstmals Knight und Smith [30] über spezielle Repositionstechniken an Vorderpfeilerfrakturen. Sie machten schon damals eine der wichtigsten Erkenntnisse in der Acetabulumchirurgie. Sie stellten fest, dass eine erfolgreiche Behandlung nur durch eine symmetrische Reposition und suffiziente Fixation der gewichtstragenden Anteile erfolgen kann.

Letournel hob in einer Arbeit bereits 1961 hervor, dass die Stellung des Femurkopfes im Acetabulum zum Unfallzeitpunkt eine zentrale Rolle spielt. Diese Stellung gibt häufig Aufschluss darüber, in welchem Anteil des Acetabulums eine Verletzung entsteht [37].

1998 zeigte Harnroogroj, wie schon erwähnt, die besondere Bedeutung des vorderen Pfeilers für die Stabilität des Beckenrings [20]. Im direkten Vergleich zwischen Vorder- und Hinterpfeilerfrakturen stellte er fest, dass der frakturierte vordere Pfeiler zu einer wesentlich höheren Instabilität im Beckenring führt, als der Hinterpfeiler.

Sawaguchi veröffentlichte 1984 die erste rein biomechanische Studie über Acetabulumfrakturen [72]. In dieser stuft er die biomechanische Komplexität solcher Frakturen hoch ein und beschränkte sich aus diesem Grunde auf die experimentelle Beschreibung. Er untersuchte Modifikationen von Platten- und Schraubenosteosynthesen an einem Kadavermodell mit Querfraktur. Er beschrieb die Vorteile einer fraktur-nahen Schraubenplatzierung für die Versorgung des frakturierten Acetabulums.

Die Vorteile einer unter die Rekonstruktionsplatte geschobenen Federplatte („Spring Plate“) schilderten Goulet und seine Mitarbeiter 1994 [19]. Sie untersuchten Hinterwandfrakturen mit verschiedenen Versorgungstechniken und fanden statistisch signifikant bessere Stabilität mit der Spring Plate.

Konrad bestätigte 1998 erneut die Bedeutung einer anatomischen Reposition für die Langzeitergebnisse einer offenen Frakturversorgung [32].

Eine weitere biomechanische Studie publiziert 1998 die Arbeitsgruppe um Shazar [78]. Sie erzeugten eine Querfraktur an Kunststoffbecken, um möglichst reproduzierbare Bedingungen zu erreichen. In der experimentellen und statistischen Analyse verschiedener Platten- und Schraubenkonfigurationen erwiesen sich Verfahren, die beide Pfeiler in die Frakturstabilisierung einbeziehen, als stabiler. Darüber hinaus stellte Shazar erstmals die gute Haltekraft einer in den vorderen Pfeiler verankerten langen Schraube heraus.

Die Zahl aktueller biomechanischer Arbeiten zu Acetabulumfrakturen ist überschaubar. 2001 stellten jedoch Chang und Mitarbeiter die quadrilaterale Fläche als besondere Schwachstelle aller Verfahren heraus. Sie untersuchten drei verschiedene Osteosynsetechniken zur Stabilisierung einer Querfraktur am Kadaverbecken (Schraubenosteosynthese, Schrauben-Kabel-Osteosynthese, Plattenosteosynthese) [4].

2.3 Diagnostik und Klassifikation der Acetabulumfraktur

2.3.1 Diagnostik der Acetabulumfraktur

Zur sorgfältigen Analyse des Typs der Acetabulumfraktur werden sämtliche verfügbaren diagnostischen Hilfsmittel herangezogen, da die Versorgung in der Regel keine Notfallmaßnahme darstellt. Erste Anhaltspunkte geben uns Unfallanamnese und klinische Untersuchung. Als primäre Bildgebung kommt die konventionelle Röntgendiagnostik zum Einsatz, mit Beckenübersicht anterior-posterior (ap) sowie Ala- und Obturator-Aufnahmen. Zur weiteren Darstellung und Identifikation von Impressions- und Trümmerzonen sowie zum Nachweis freier Fragmente im Gelenk eignet sich die Computertomographie.

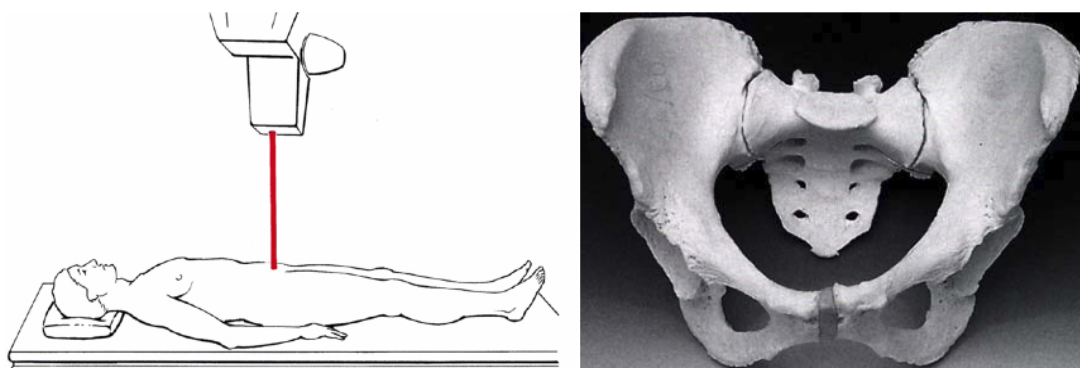


Abb. 8: Röntgen Beckenübersicht ap [12]

Die ap - Beckenübersicht erlaubt den direkten Vergleich zwischen verletzter und unverletzter Seite. Nach Durchsicht der drei konventionellen Aufnahmen lassen sich bei Kenntnis der radiologischen Kennlinien zahlreiche Befunde erheben. In der Gesamtschau erhält man somit eine dreidimensionale Vorstellung des Frakturtyps.

Kennlinien entstehen durch die unterschiedliche Abschwächung orthograd getroffenen Knochens. Spongiöse Anteile stellen sich zum Beispiel transparenter dar als kortikale. Somit bilden spezifische Linien spezielle anatomische Strukturen ab:

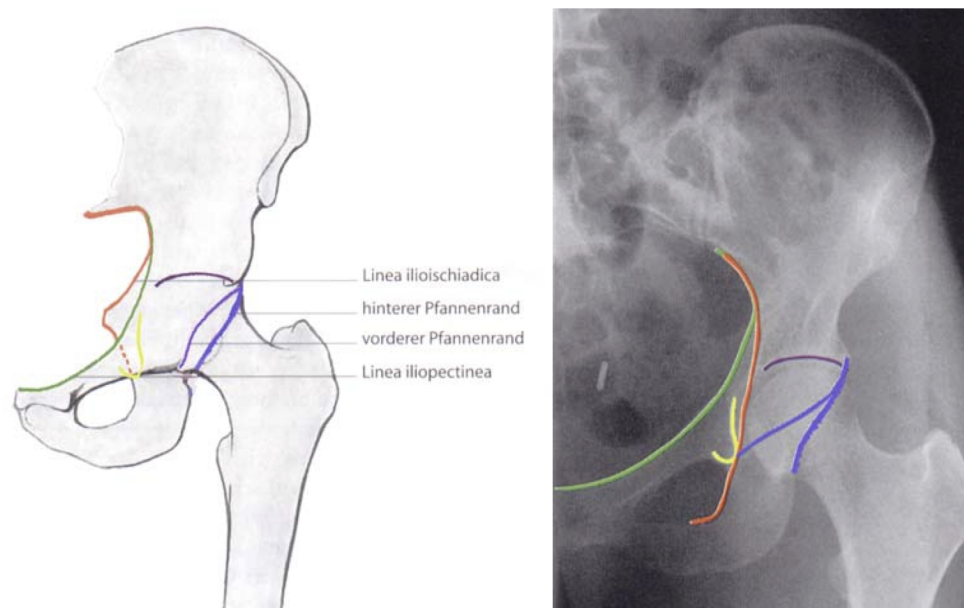


Abb. 9: Kennlinien Beckenübersicht ap; links schematische, rechts radiologische Darstellung [90]

- Linea ilioischiadica: Kennlinie des hinteren Pfeilers mit der tangential getroffenen quadrilateralen Fläche. Sie verläuft von der Linea terminalis entlang des Foramen ischiadicum major bis zum Außenrand des Foramen obturatum (orange).
- die Linea iliopectinea: Kennlinie des vorderen Pfeilers und entspricht dem Verlauf der Linea terminalis vom ISG zur Symphyse (grün).
- Acetabulumhinterwand: laterale Begrenzung des Pfannenrandes (blau).
- Acetabulumvorderwand: medial des hinteren Pfannenrandes (blau).
- Pfannendach: Der radiologische Anteil dieser Linie entspricht nicht dem anatomischen Anteil des Acetabulumdaches, daher ist bei der Festlegung der verbliebenen Überdachung des Acetabulums (violett) Vorsicht geboten.

- Tränenfigur: Diese bildet den medialen und lateralen Rand der Fossa acetabuli ab (gelb).

Zusätzlich zur Beckenübersichtsaufnahme gehören auch die Schrägaufnahmen zur primären Diagnostik bei Acetabulumfrakturen. Dabei wird jeweils die verletzte oder unverletzte Beckenhälfte um 40° angestellt. Bei Anheben des Beckens auf der verletzten Seite entsteht auf dieser die Obturator-Projektion, auf der Gegenseite die Ala-Projektion. Im Gegensatz dazu ergibt sich durch Anheben der unverletzten Beckenseite die *Ala-Projektion* und auf der verletzten Seite die *Obturator-Projektion*.

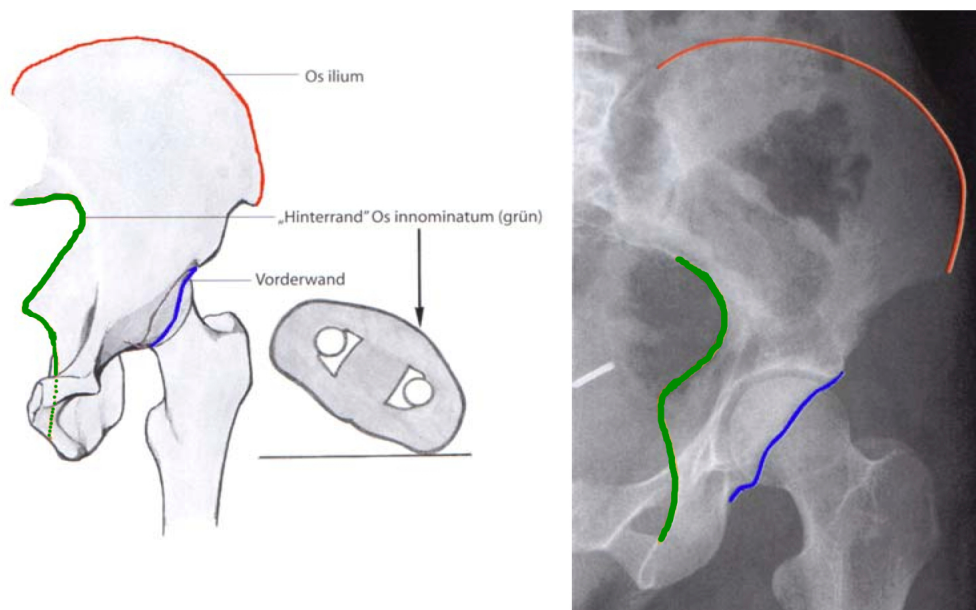


Abb. 10: Kennlinien der Ala-Projektion; links schematische, rechts radiologische Darstellung [90]

Strukturen der Ala-Projektion:

- Das Os innominatum (Hinterrand des Hüftbeines) zeigt sich mit guter Beurteilung der Incisura ischiadica major et minor und der Spina ischiadica (grün).
- Die Vorderwand des Acetabulums projiziert sich in der Ala-Aufnahme frei und kann nun eindeutiger beurteilt werden als in der konventionellen Beckenübersicht. Eine Überprojektion des oberen Schambeinastes kann allerdings nicht ausgeschlossen werden (blau).
- Die Fläche des Iliums ist senkrecht getroffen und bildet somit die Schaufel in ihrer vollen Größe ab (orange).

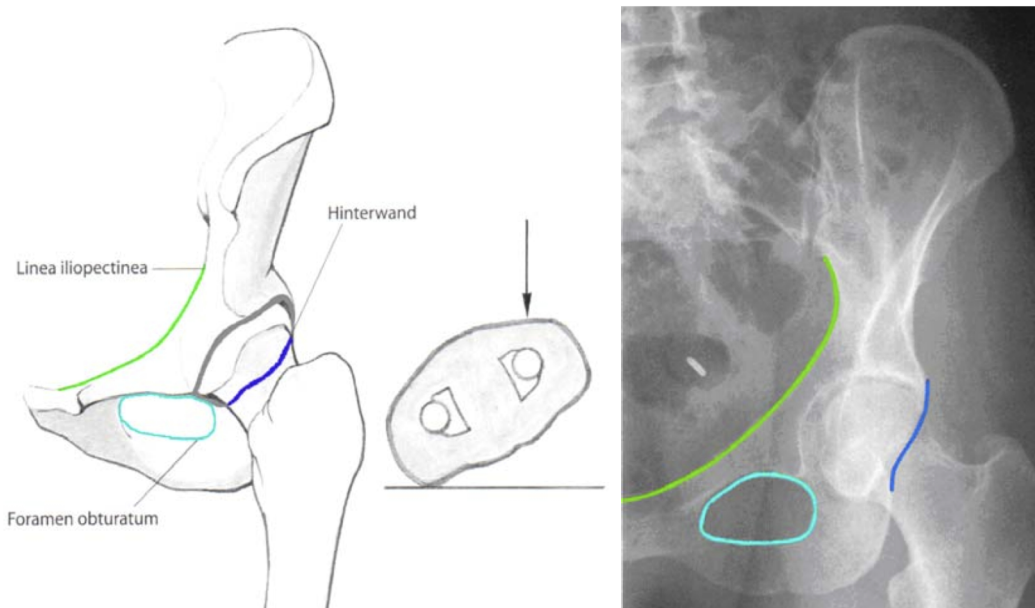


Abb. 11: Kennlinien der Obturator-Projektion; links schematische, rechts radiologische Darstellung [90]

Strukturen der Obturator-Projektion:

- Die Hinterwand des Acetabulums kommt durch die Schrägprojektion vollständig zur Abbildung (blau).
- Das Foramen obturatum stellt sich kreisrund dar und Unterbrechungen durch Frakturen lassen sich besser nachweisen (türkis).
- Die Linea iliopectinea lässt sich gut beurteilen, sodass insbesondere Vorderwandfrakturen durch Stufen erkennbar werden.

Die Befunde aus der konventionellen Diagnostik können durch die Computertomographie (CT) ergänzt werden. Gerade die von uns in den weiteren Untersuchungen gewählte Vorderpfeiler- mit hinterer Hemiquerfraktur kann in der konventionellen Aufnahme leicht übersehen werden. Im CT sieht man zusätzlich Feinstrukturen, wie Impressions- oder Trümmerzonen sowie freie Fragmente. Die dreidimensionale Darstellung ergänzt die räumliche Vorstellung von der Fraktur.



Abb. 12: Computertomographische 3D-Rekonstruktion eines Beckens mit Acetabulumfraktur

2.3.2 Klassifikation der Acetabulumfraktur

2.3.2.1 Klassifikation nach Letournel

Die gebräuchlichste Klassifikation der Acetabulumfraktur ist die von Letournel. Sie ist für die Wahl der Therapie von entscheidender Bedeutung, entspricht der anatomischen Zuordnung und unterteilt in 10 Frakturtypen [38].

Letournel unterteilt in **fünf „einfache“ Frakturtypen (einfache Frakturlinie) und fünf „kombinierte“ Frakturtypen (Abb. 13)**. Die einfachen isolieren entweder den hinteren Pfeiler (Hinterwandfraktur (a), Hinterpfeilerfraktur (b)), den vorderen Pfeiler (Vorderwandfraktur (c), Vorderpfeilerfraktur (d)) oder schließen beide Pfeiler als „einfache“ Querfraktur (e) mit ein. Die kombinierten setzen sich, wie der Name schon sagt, aus Kombinationen der o.g. einfachen Frakturtypen zusammen (T-Fraktur (f), Hinterwand- mit Hinterpfeilerfraktur (g), Hinterwand- mit Querfraktur (h), Vorderpfeiler- mit hinterer Hemiquerfraktur (i), Zweipfeilerfraktur (j)).

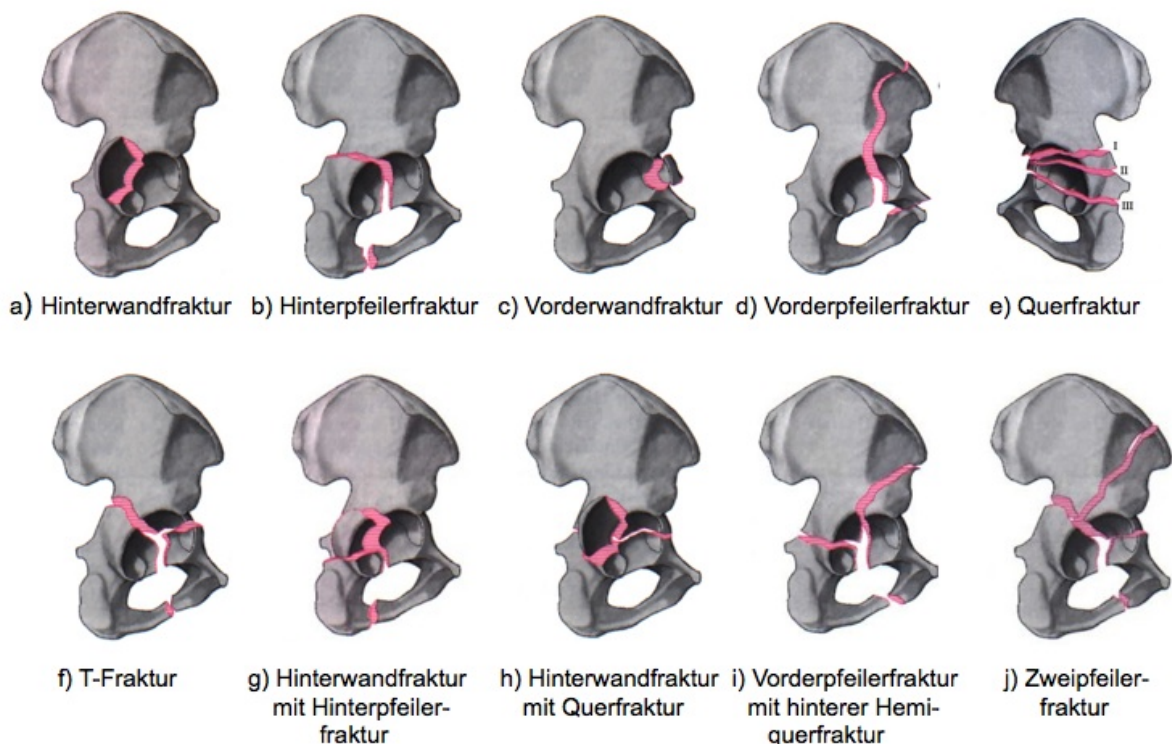


Abb. 13: Frakturklassifikation nach Letournel und Judet [38]

Die richtige Klassifikation der Frakturen und somit die richtige Diagnose wird aus der korrekten Interpretation der Radiodiagnostik gestellt. Nach Kenntnis aller Eckpunkte wird die Therapie gewählt.

Die fünf „einfachen“ Frakturformen nach Letournel:

- **Die Hinterwandfraktur** hat den Bruch im dorsalen Anteil des Acetabulums, der Margo acetabularis posterior. Die Dislokationsrichtung der Fragmente ist nach dorsal gerichtet.
- **Die Hinterpfeilerfraktur** beginnt meist an der Incisura ischiadica major und tritt durch die Incisura acetabuli wieder aus. Zusätzlich durchbricht sie den Ramus ossis ischii oder eine andere randbildende Struktur des Foramen obturatum.
- **Die Vorderwandfraktur** bricht meist bogenförmig aus zwischen Spina iliaca anterior inferior und dem Pecten ossis pubis.
- **Die Vorderpfeilerfraktur** verläuft vom ventralen Anteil des Os ilium durch das craniale Acetabulum zum Os pubis.

- **Die Querfrakturen** des Acetabulums werden zusätzlich unterteilt in:
 - Juxtatektale Fraktur (I), am cranialen Rand der Fossa acetabuli;
 - Transtektale Fraktur (II), cranial im lasttragenden Anteil des Pfannendaches;
 - Infratektale Fraktur (III), unterhalb des lasttragenden Pfannendaches.

Die fünf „kombinierten“ Frakturformen nach Letournel:

- **Die T-Fraktur** ist eine Kombination aus einer Querfraktur mit einem vertikalen T-förmigen Frakturausläufer durch die Fossa acetabuli und distal durch den Obturatorring.
- **Die Hinterwandfraktur mit Fraktur des hinteren Pfeilers** besteht aus der Kombination einer Fraktur des dorsalen Pfeilers mit einem posterioren Wandfragment.
- **Bei der Hinterwandfraktur mit Querfraktur** treten die unterschiedlichen Frakturverläufe der Querfraktur in Kombination mit einer Fraktur der dorsalen Wand des Acetabulums auf.
- **Die vordere Pfeilerfraktur mit hinterer Hemiquerfraktur** verläuft im ventrocranialen Anteil des vorderen Pfeilers und besitzt eine zusätzliche Querkomponente im Bereich der Hinterwand. Im Unterschied zur Zweipfeilerfraktur stehen Teile der Hinterwand als „fixe“ Einheit mit dem Körperstamm in Verbindung.
- **Die Zweipfeilerfraktur** ist gekennzeichnet durch die komplette Lösung des Gelenkmassivs vom Körperstamm. Je nach Krafteinwirkung und Femurstellung entstehen sowohl dorsale als auch ventrale Pfeilerfragmente mit entsprechender Dislokation. Der Femurkopf folgt dabei meistens dem größeren Pfeilerfragment.

2.3.2.2 *Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese (AO)*

Die alphanumerische AO/CCF¹ Klassifikation von Tile, Helfet et al. beruht ebenfalls auf der Frakturklassifikation von Letournel und erweitert sie um die Möglichkeit,

¹ AO/CCF = Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Comprehensive Classification of fractures

Zusatzpathologien entsprechend ihrer Wertigkeit mit einzubeziehen. Sie definiert die Frakturtypen ebenfalls entsprechend der Beteiligung der „Pfeiler“ [88].

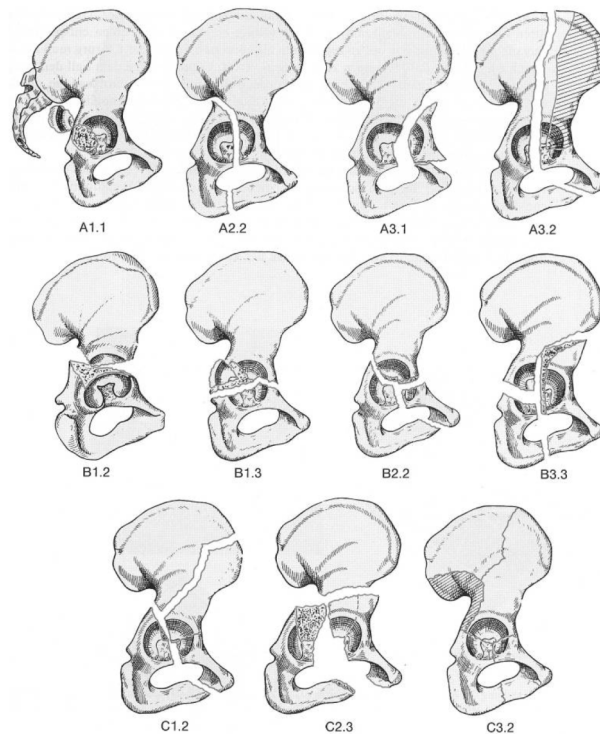


Abb. 14: AO Klassifikation der Acetabulumfrakturen [55]

Das Os coxae trägt die Bezeichnung 62, gefolgt von den Typen A bis C. Bei der Typ A-Fraktur ist nur ein Pfeiler beteiligt, Typ B beinhaltet eine querverlaufende Frakturkomponente inklusive der T-Frakturen und bei Typ C handelt es sich um Zweipfeilerfrakturen (Abb. 14).

2.4 Klinische Grundlagen der aktuellen Therapie von Acetabulumfrakturen

2.4.1 Indikationsstellung und Entscheidungsfindung

Bei der Acetabulumfraktur gibt es in der Regel keine sicheren Frakturzeichen (Fehlstellung, Krepitation, abnorme Beweglichkeit), wie es sie bei anderen Frakturen gibt, da es sich bei obigen Merkmalen auch um proximale Femurfrakturen handeln könnte. Zum Frakturausschluss wird deshalb bei Hüftschmerzen mit Bewegungseinschränkung immer eine Beckenübersichtsaufnahme angefertigt. Wenn der Femurkopf nicht luxiert ist und die Kreislaufsituation eine Komplettierung der Diagnostik zulässt, werden im Anschluss Ala- und Obturatoraufnahmen und eine CT

angefertigt. Falls der Femurkopf luxiert sein sollte, wird er vor der weiteren Diagnostik (meist in Narkose) reponiert.

Ist die Kreislaufsituation zu schlecht, sollte eine geschlossene Reposition mit Fixateur externe oder Spickdrahtosteosynthese erfolgen. Danach wird die Diagnostik komplettiert. Zu einer Verbesserung der Entscheidungsfindung „OP versus konservative Therapie“, kann nun zusätzlich eine Pfannendachmessung durchgeführt werden. Hierbei wird der lasttragende Anteil des Pfannendaches radiologisch vermessen. Dies geschieht, indem man in jeder der drei konventionellen Röntgen-Ebenen (Beckenübersicht, Ala- und Obturator-Aufnahme) eine vertikale Linie vom geometrischen Mittelpunkt des Acetabulums durch das Pfannendach und eine Linie von der ersten sichtbaren Frakturlinie zurück zum geometrischen Mittelpunkt legt. In der Beckenübersicht erhält man eine Aussage zum medialen, in der Ala-Aufnahme zum anterioren und in der Obturator-Aufnahme zum posterioren Pfannendachanteil. Falls in allen Ebenen ein Winkel $< 45^\circ$ gemessen wird, ist der lasttragende Anteil des „Doms“ betroffen und es sollte eine OP-Indikation gestellt werden [46].

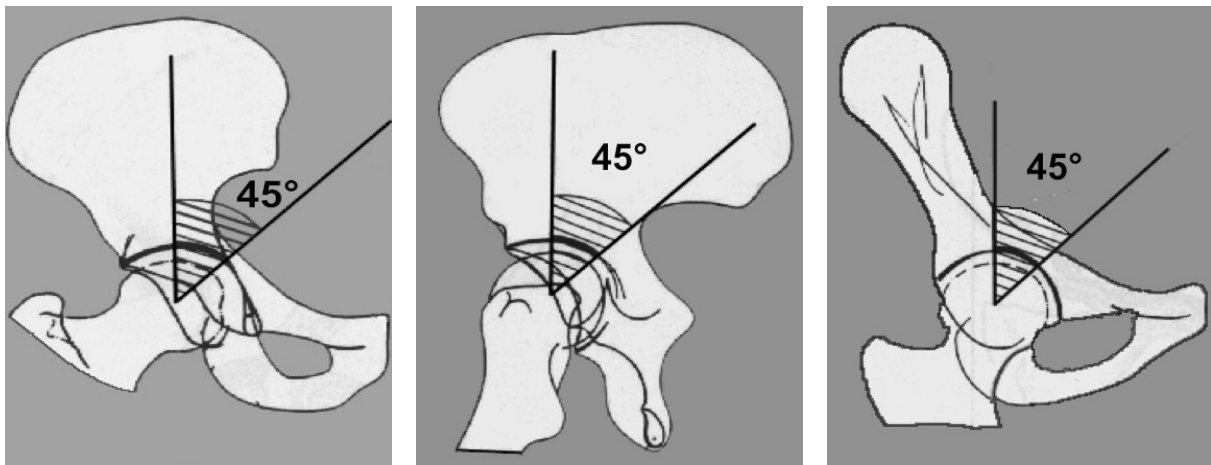


Abb. 15: Pfannendachmessung nach Matta [45].

Notfallindikationen zur sofortigen operativen Versorgung stellen offene Frakturen und eine instabile Hüfte mit zunehmender Nervenbeteiligung dar.

Nach Beendigung der diagnostischen Maßnahmen sollte es möglich sein, die Fraktur zu klassifizieren. Danach wird die Entscheidung zur operativen oder konservativen Therapie getroffen. Kriterien, die für eine konservative Behandlung sprechen, sind stabile Frakturen mit einer Gelenkstufe von weniger als 2mm, ein zentrierter

Hüftkopf, ein nicht- oder stabil-frakturierter „acetabulärer Dom“ ($>45^\circ$), keine Nervenbeteiligung und ein erhöhtes OP-Risiko [46; 62]. Bei der konservativen Therapie spielen die engmaschigen radiologischen Kontrollen eine wichtige Rolle. Die konservative Therapie besteht aus einer sechswöchigen Entlastung [74; 94]. Nach den ersten sechs Wochen wird vor Beginn der Teilbelastung eine erneute Röntgenkontrolle durchgeführt. Bei guter Konsolidierung der Fraktur kann eine Mobilisation mit Teilbelastung von 15-20kg begonnen werden. Auch hier werden wieder in kurzen Abständen konventionelle Bilder angefertigt, um eine Dislokation unter Belastung auszuschließen. Innerhalb der nächsten sechs Wochen sollte eine Vollbelastung erreicht werden. Ein wichtiger Faktor, der vor Therapiebeginn mit dem Patienten besprochen werden muss, ist die lange Ruhigstellung mit allen Konsequenzen (Thrombembolieprophylaxe bei Hochrisikogruppe [67; 70; 82], Bewegungseinschränkung, Beinlängenverkürzung, Folgearthrose).

Eine operative Versorgung sollte bei offenen Frakturen oder Nerven- oder Gefäßbeteiligung innerhalb der nächsten sechs Stunden nach Abschluss der Diagnostik, in einem dafür spezialisierten Traumazentrum erfolgen. Ansonsten findet die operative Therapie bei Fehlen einer Neurologie und bei stabilen Hämoglobin-Werten in der Regel innerhalb der nächsten 5-7 Tage statt. Auch hier muss der Patient ausführlich über die Risiken aufgeklärt werden. Diese sind zusätzlich zu den allgemeinen OP-Risiken, vor allem ektope Ossifikationen, Bewegungseinschränkung und das Risiko auf eine sekundäre Coxarthrose mit folgender totalendoprothetischer Versorgung des Hüftgelenkes. Nach erfolgter Operation kann der Patient im Allgemeinen am zweiten bis dritten postoperativen Tag mit einer Teilbelastung von 15-20kg mobilisiert werden. Nach sechs Wochen, nach erfolgter Röntgenkontrolle und guter Konsolidierung der Fraktur kann auch hier eine Vollbelastung innerhalb der nächsten drei bis sechs Wochen angestrebt werden.

2.4.2 Operative Zugangswege zum Acetabulum

Zur Frakturversorgung bei Acetabulumfrakturen stehen zurzeit mit dem Kocher-Langenbeck- und dem ilioinguinalen Zugang **die** zwei Zugangswege zum Acetabulum zur Verfügung. Je nach Frakturtyp können diese Zugänge bei speziellen Bruchformen noch erweitert werden.

2.4.2.1 Kocher-Langenbeck-Zugang

Der Zugang wurde erstmals von Bernhard von Langenbeck in seinem Archiv für klinische Chirurgie mit dem Titel „Über die Schussverletzungen des Hüftgelenkes“ 1874 beschrieben [36]. 1907 berichtete Kocher über seinen transglutealen dorsalen Zugang bei Hüftresektionen [31]. Kombiniert, in der Welt verbreitet und detailliert beschrieben wurde der Zugang von Gibson 1950 [18]. Bei guter Präparation erhält man einen Blick auf die Außenseite des Beckens. Somit kann dieser Zugang für Frakturen des hinteren Pfeilers, der Hinterwand und für Querfrakturen benutzt werden [42].

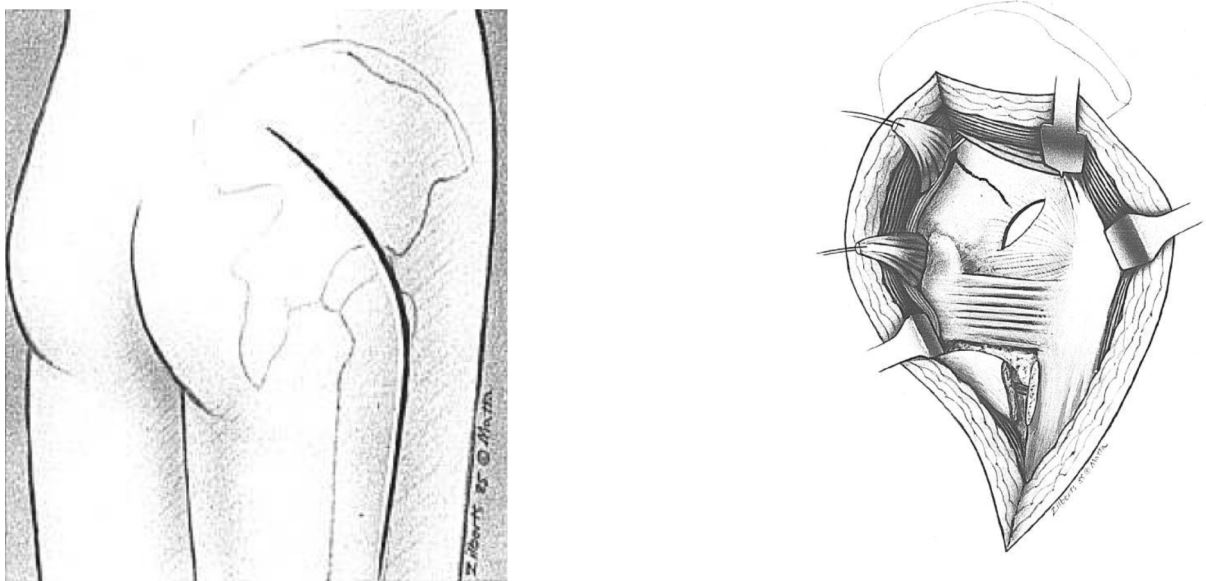


Abb. 16: Kocher-Langenbeck-Zugang [46]

Zur besseren Darstellung der Vorderwand, der Hüftgelenkskapsel und zur Sichtkontrolle der Reposition bei einer Querfraktur kann der so genannte „Mercati-Flip“ (oder Trochanteric-Flip) durchgeführt werden [51; 73].

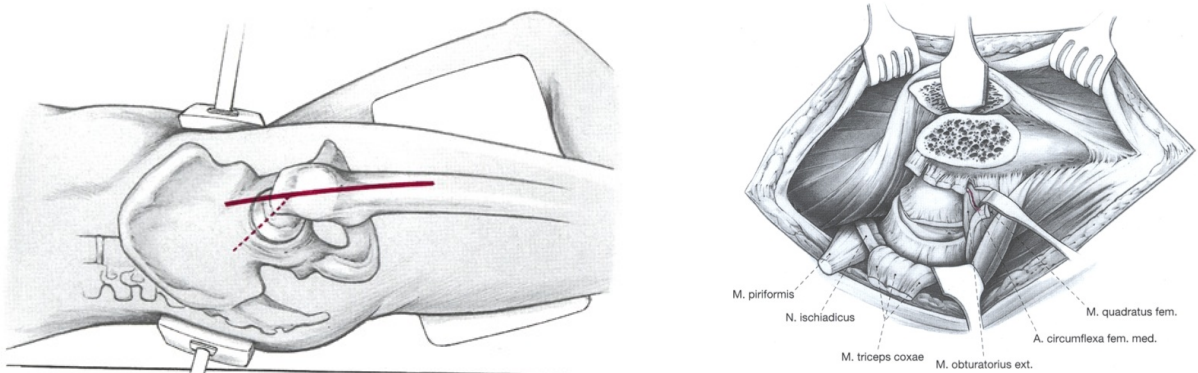


Abb. 17: Mercati- (oder Trochanteric-) Flip [73]

2.4.2.2 Ilioinguinaler Zugang nach Letournel

Dieser Zugang wird vor allem bei ventralen Frakturtypen des Acetabulums benutzt und wurde 1961 von Letournel beschrieben [37]. Die operative Versorgung von vorderem Pfeiler, Vorderwand, Querfrakturen und kombinierten Frakturen mit nur geringer Dislokation der dorsalen Frakturteile ist dadurch möglich. Der Zugang gewährt eine gute Sicht vom ISG bis zur Symphyse auf die Vorderseite des Acetabulums. Eine Darstellung und Einsicht des Hüftgelenks ist nicht möglich.

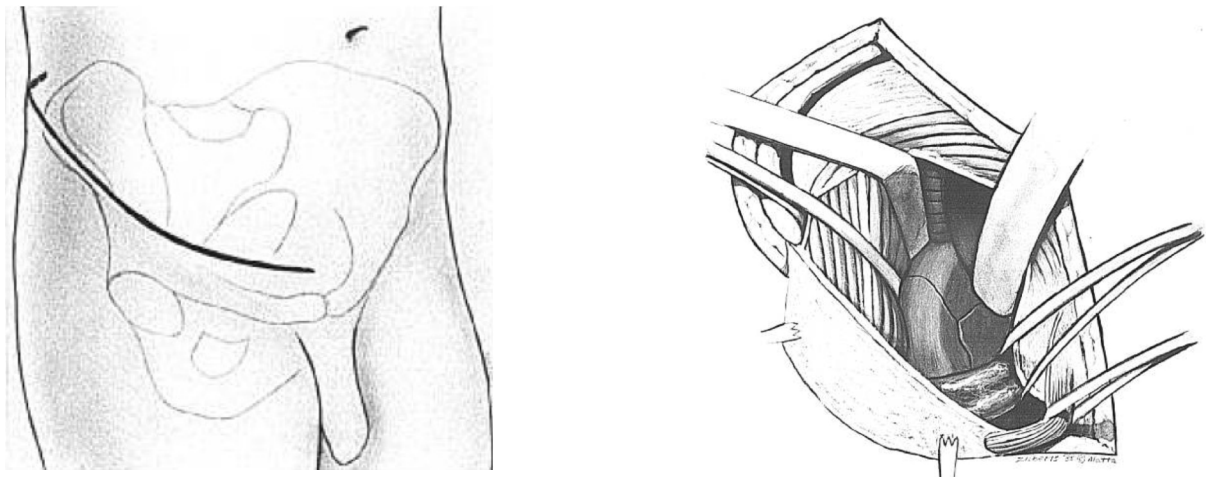


Abb. 18: Ilioinguinaler Zugang [46]

Der Zugang wird in drei Fenstern präpariert. Das erste Fenster ist zwischen der Beckenschaufel und dem M. iliopsoas, das zweite zwischen M. iliopsoas und A. iliaca ext. und das dritte zwischen dem inguinalen Lymphstrang und dem M. rectus abdominis.

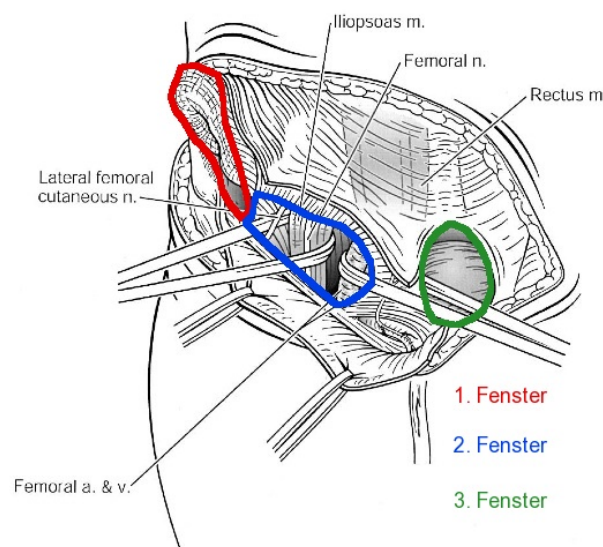


Abb. 19: Ilioinguinaler Zugang mit den einzelnen Fenstern [29]

2.4.2.3 Erweiterte Zugänge

Wie das Wort schon sagt, „erweitern“ die folgenden Zugänge die Standardzugänge. Der iliofemorale Zugang, der durch Judet und Letournel 1973 beschrieben wurde, erweitert die ventrale Sicht [28].

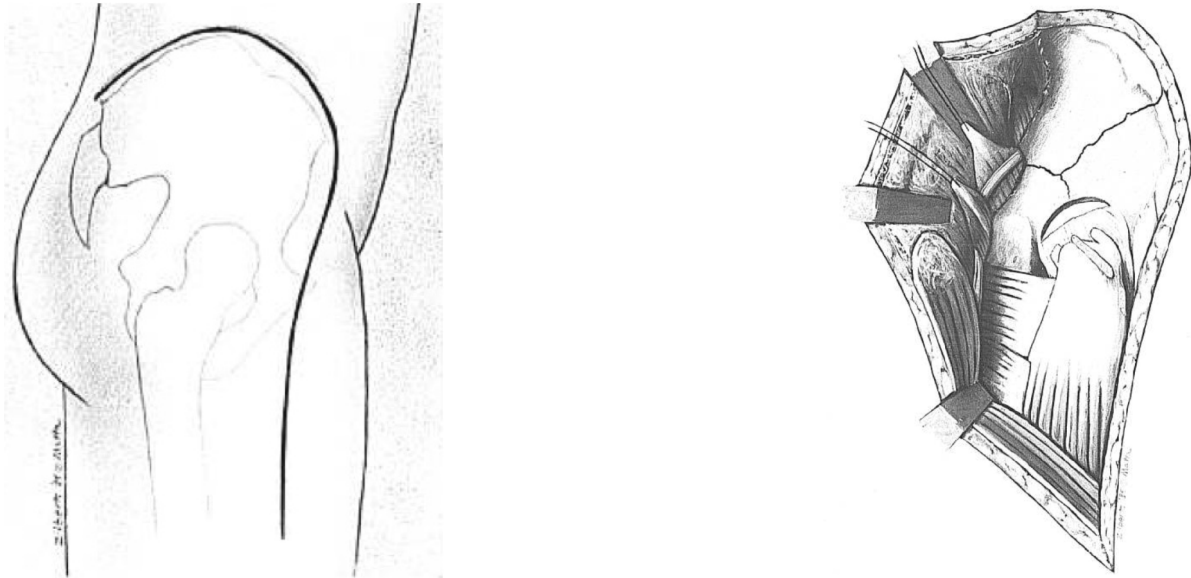


Abb. 20: Iliofemoraler Zugang [46]

Durch die Maryland-Modifikation kann dieser Zugang so erweitert werden, dass man durch die verbesserte Sicht auf den hinteren Pfeiler und die Hüftgelenkscapsel, nun beide Pfeiler gleichzeitig versorgen kann [65]. Bei der erforderlichen Ablösung der Abduktoren besteht die Gefahr einer Nekrose des M. gluteus maximus durch eine Läsion der A. glutea superior. Insgesamt wird dieser Zugang derzeit aufgrund der Komorbiditäten des Patientengutes nur selten eingesetzt [13].

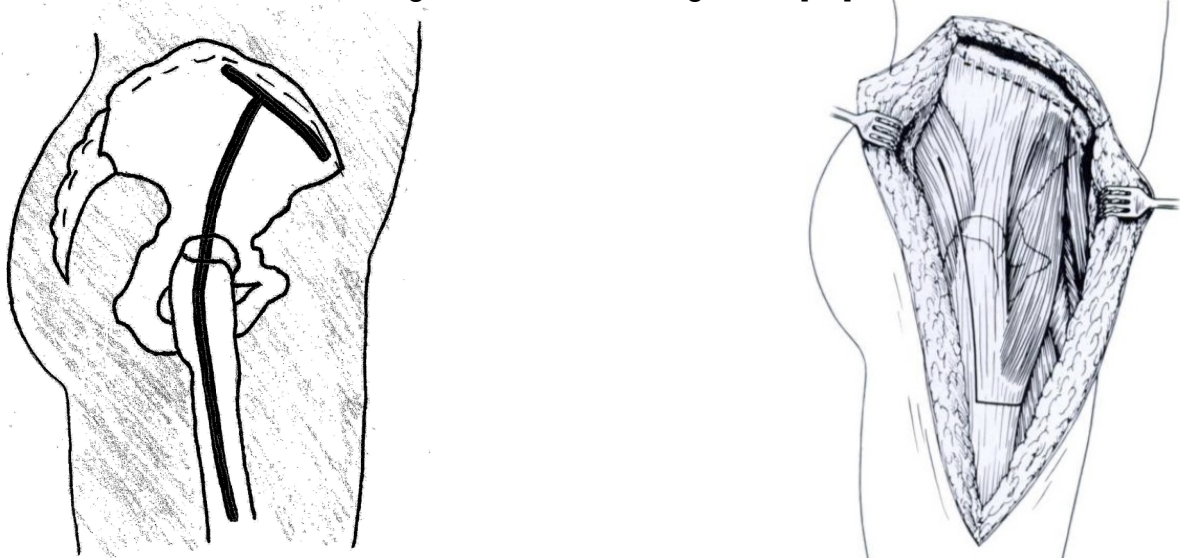


Abb. 21: Maryland-Zugang [65]

Da die heutigen CT-Untersuchungen alle Teile einer Fraktur darstellen, sollte eine OP-Planung mit dem richtigen Zugang von vornherein möglich sein. Die erweiterten Zugänge sollten auf Grund der o.g. Komplikationen und der aufwändige Präparation einer strengen Indikationsstellung unterliegen und nur bei komplexen, kombinierten Frakturen und Patienten ohne Komorbiditäten eingesetzt werden.

2.4.2.4 Erweiterter Pfannenstielzugang nach Stoppa (Stoppa-Zugang)

Wie schon in Punkt 2.1 beschrieben, benutzte Prof. René Stoppa 1984 den erweiterten Pfannenstiel-Zugang zur Innenseite des Beckens zur Versorgung von Hernien [86; 87]. 1993 verwendete Hirvensalo seinerseits diesen Zugang bei Beckenringverletzungen [24]. Im folgenden Jahr veröffentlichte Cole eine Arbeit, in der er beschrieb, wie er den Zugang nutzte, um Acetabulumfrakturen im Alter zu versorgen [5]. Qureshi erbrachte 2004 erneut den Nachweis, dass der Zugang bei Acetabulumfrakturen eingesetzt werden kann [64].

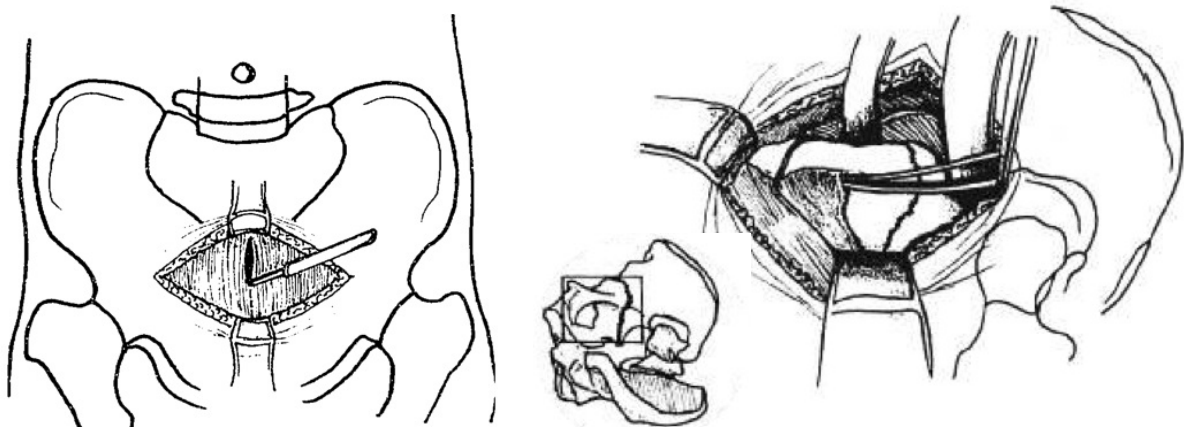


Abb. 22: Stoppa-Zugang [5]

Indikationen für den Stoppa-Zugang sind Vorder- und Zweipfeilerfrakturen mit einhergehender zentraler Protrusion des Femurkopfes. Nach einer Querinzision von ca. 10cm zwei Querfinger über der Symphyse wird die Linea alba über eine Längsinzision eröffnet. Nun erfolgt die Erweiterung des ursprünglichen Pfannenstiel-Zuganges, indem man den distalen Teil des M. rectus abdominis von der Symphyse abpräpariert. Die Blase wird zur Seite gehalten und zwischen präperitonealem Fettgewebe und Beckeninnenseite entlangpräpariert. Hierbei muss speziell auf die evt. vorhandene Corona mortis geachtet werden. Diese Anastomose zwischen der A. epigastrica inf. (bzw. A. iliaca ext.) und der A. obturatoria kreuzt den oberen Schambeinast als einziges Gefäß und muss legiert werden [15; 90]. Des Weiteren muss auf das Gefäß-Nerven-Bündel, bestehend aus A. und V. obturatoria und dem

N. obturatorius, am Unterrand des Präparationsgebietes geachtet werden, da dieses unter Zugspannung geraten kann. Nach vollständiger Präparation kann die komplette Innenseite des Beckens mit quadrilateraler Fläche beurteilt werden. Um iliace Frakturanteile dorsal zu erreichen, kann der Zugang durch das erste Fenster des ilioinguinalen Zuganges zusätzlich erweitert werden [90].

2.4.3 Aktueller Standard der operativen Frakturversorgung am Acetabulum

Zur Fixation der Frakturen werden meist selbstschneidende 3,5mm Beckenkortikalisschrauben mit vergrößertem Kopf eingesetzt. Kleinere Fragmente können mit Minischrauben fixiert werden. Hinterwandfragmente werden nach Reposition mit zusätzlichen 6-8-Loch-Rekonstruktionsplatten abgesichert. Die Fixation von Frakturausläufern ins Ilium erfolgt mit Zugschrauben oder wiederum mit zusätzlichen Rekonstruktionsplatten [90]. Frakturen der quadrilateralen Fläche mit Protrusion des Femurkopfes werden, wie oben beschrieben, zuerst durch eine Extension reponiert und dann indirekt mit vorgebogenen H-Platten (sog. Federplatten [43; 50]) oder Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatten fixiert. Die direkte Fixation dieser Frakturen ist bisher noch nicht möglich.

3 Material und Methodik

3.1 Belastungsuntersuchungen zur Modifikation eines kombinierten Repositions-Fixations-Implantats

3.1.1 Frakturmodell und Versuchsaufbau

In unseren Untersuchungen wurden ausschließlich Kunststoffbecken² verwendet. Das Frakturmodell wurde mittels einer Schablone und anschließender Sägeosteotomie erzeugt. So konnte sichergestellt werden, dass jedes Modell reproduzierbar und gleich war. Ausgewählt wurde eine Fraktur des vorderen Pfeilers mit hinterer Hemiquerfraktur und zusätzlichem Ausbruch der quadrilateralen Fläche, da sie insbesondere in den letzten Jahren bei geriatrischen Patienten eine zunehmende Rolle spielt [56]. Die Symphyse wurde ventralseitig stabilisiert (in Abb. 23 nicht zu sehen). Dies entspricht dem standardisierten Vorgehen in der Klinik bei einer Symphysenverletzung. Um keinen Lastverlust im Bereich der Bandverbindungen am ISG zu haben, wurde dieses durch handelsübliche Schrauben (Spax® 5/60 mm) in den Pedikeln S1 und S3 transfixiert.

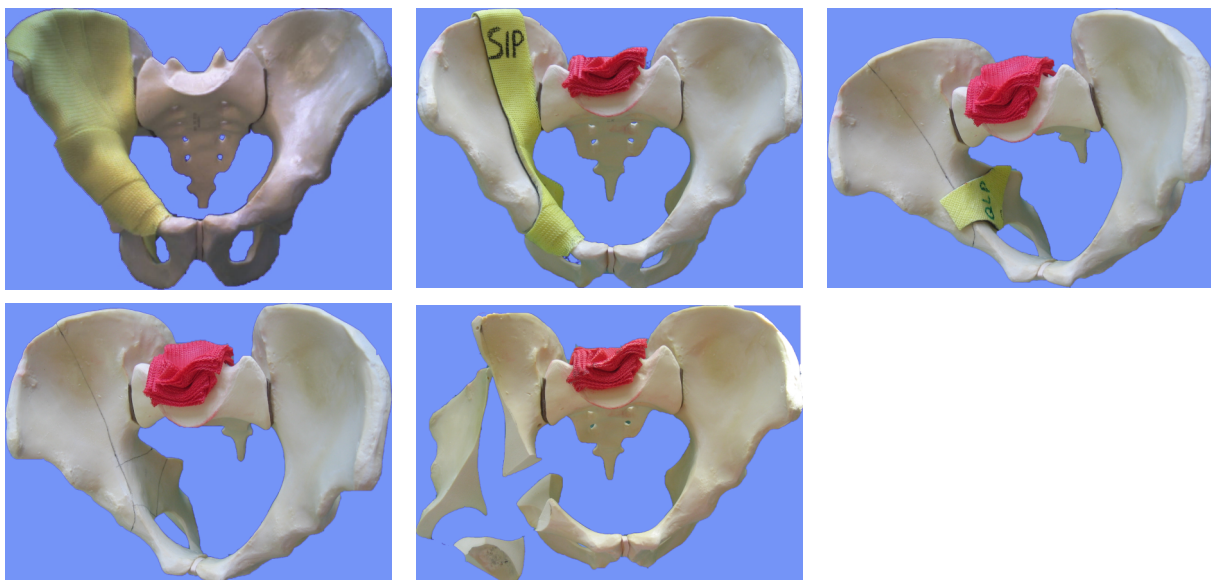


Abb. 23: Anfertigung einer Scotchcast Schablone, Einzeichnen der Frakturlinien und Schnitt anhand der eingezeichneten Linien

² Fa. SYNBONE, Malans, Schweiz, Modell 4060

Die Messung wurde am etablierten Einbeinstandmodell mit Simulation der Abduktorenmuskulatur in einer Universalprüfmaschine³ quasi statisch ausgeführt (Abb. 24) [9; 57; 58; 59]. Die Messgenauigkeit der Maschine lag laut Herstellerangaben bei $\pm 0,1\text{N}$. Diese wurde in Voruntersuchungen bestätigt. Die Prüfmaschine wurde über eine eigene Software⁴ durch einen angeschlossenen Computer digital gesteuert. Mit Hilfe der Software wurde ein Belastungsprogramm erstellt.



Abb. 24: Testsetup des Biomechaniklabors

Die Becken wurden so eingerichtet, dass eine aus beiden Spinae iliacae anteriores superiores und der Symphyse gebildete Frontalebene senkrecht zur Unterlage bestand. Diese Position entspricht der physiologischen Kippung des Beckens von 50° - 60° im Stehen.

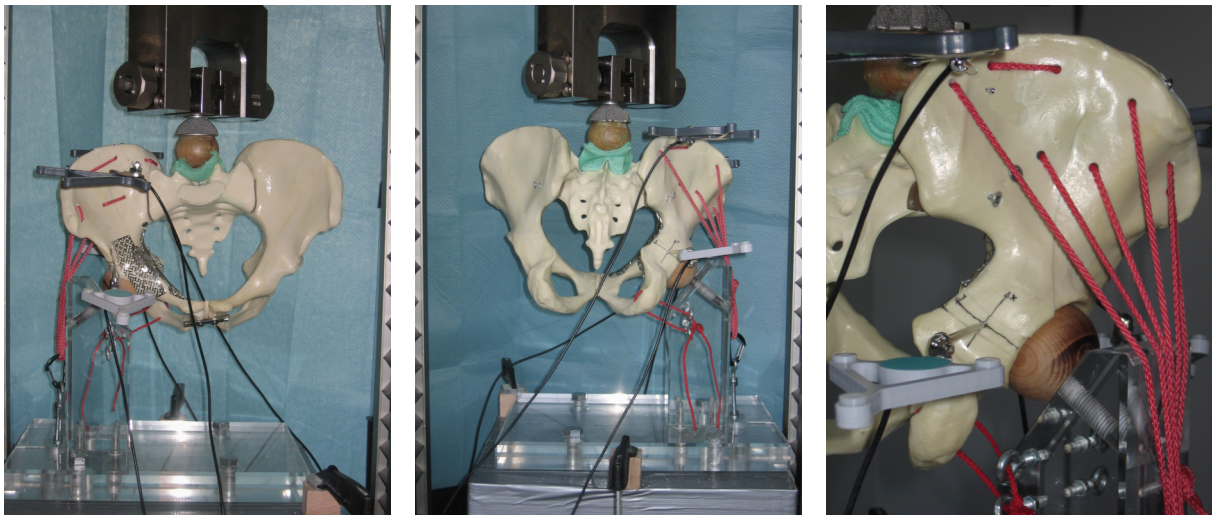


Abb. 25: Einbeinstandmodell in standardisiertem Aufbau; Links: Ansicht von ventral, Mitte: Ansicht von dorsal, Rechts: Trochanterdetailansicht

³ Fa. Zwick, Ulm/Einsingen; Universal-Materialprüfmaschine Nr. 144503

⁴ Fa. Zwick, a. a. O, testXpert V8.1

3.1.2 Messeinrichtung und Messaufnahme

3.1.2.1 3D-Messsystem

Zur dreidimensionalen Echtzeit-Bewegungsanalyse der Frakturspaltdislokation und -rotation wurde ein ultraschallbasiertes Messsystem⁵ mit zwei voneinander unabhängigen Sensorpaaren benutzt.

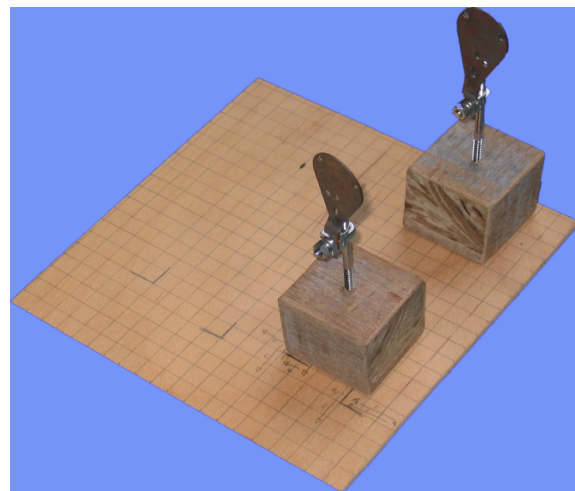
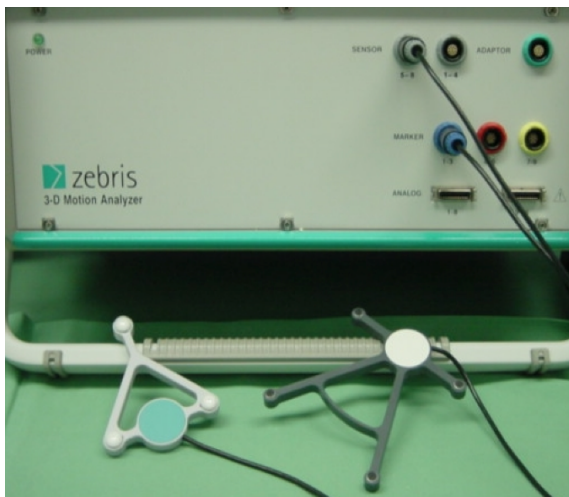


Abb. 26: Zebrissystem CMS 70 P mit Ultraschallmikrofon (dunkelgrau) und –sensor (hellgrau) (links) [76] und Kreuztischmessung (rechts)

Mit diesem System, jeweils bestehend aus Ultraschallmikrofon und -sensor, konnten zwei voneinander unabhängige, komplette Sätze an Raumkoordinaten ermittelt werden. Es wurden an den jeweiligen Messpunkten Bewegungen in den Translationsachsen (X, Y, Z) und Rotationsachsen (α , β , γ) aufgezeichnet. Pro Bewegungsrichtung zeichnete das Gerät 3 Punkte auf, an jeder Ecke des Sensors einen (s. 3.1.2.2). Nach initialer Kalibrierung des Systems auf den Becken wurden vom Gerät eindeutige Messpunkte ventral und dorsal definiert. Diese bestanden aus statischen und beweglichen Messpunkten (X_{1-6} – Z_{1-6} , bzw Winkel α_{1-6} –Winkel γ_{1-6}). Die Sensorpaare wurden über eine parallele Schnittstelle mit einem PC verbunden. Eine für die biomechanischen Untersuchungen adaptierte Software⁶ errechnete die Raumorientierung der Sensorpaare. Zur Auswertung wurde dann der Schwerpunkt des Systems mittels erhaltener Daten errechnet. Dieser wiederum zeigte dann die Dislokation an den beiden zu untersuchenden Orten (quadrilaterale Fläche und vorderer Pfeiler). Das Auflösungsvermögen des Messsystems wird vom Hersteller mit 0,1 mm Translation und 0,1° Rotation angegeben. In eigenen Voruntersuchungen

⁵ Fa. Zebris, Isny, CMS70 P

⁶ Fa. Zebris, Isny, WinBiomechanics Version 0.1.9

wurden die firmenseitig angegebenen Werte in Kreuztischmessungen nachvollzogen (Abb. 26 rechtes Bild).

Das Feld zwischen den Sensoren musste frei bleiben, damit die Schallwellen einwandfrei gesendet und wieder aufgenommen werden konnten. Geeignete Positionen wurden durch Vorversuche ermittelt.

3.1.2.2 Messpunkte

Aufgrund der Beobachtungen in den Vorversuchen wurden die Messpunkte frakturnah gesetzt, dadurch flossen praktisch keine Bewegungen des Beckenrings und des Versuchsaufbaus mit in die Messung ein. Die zum System gehörigen magnetischen Sensoraufnehmer wurden durch Schanz'sche Schrauben an den Becken befestigt.

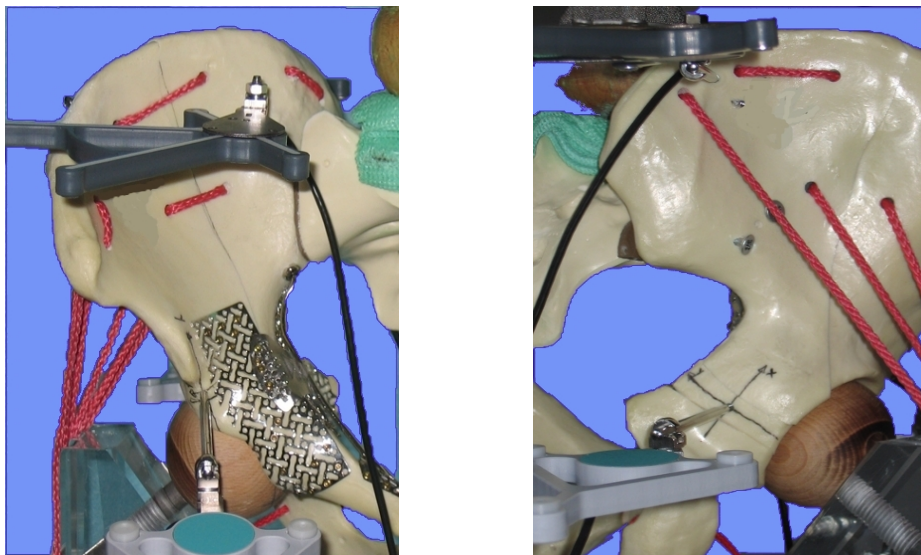


Abb. 27: Messsystem: Links für ventralen Pfeiler; rechts für quadrilaterale Fläche

- Ventrales Sensorenpaar: Statischer Messpunkt: Fossa iliaca, leicht lateral der articulatio iliosakralis. Beweglicher Messpunkt: Ventraler Pfeiler, leicht unterhalb der spina iliaca anterior inferior.
- Dorsales Sensorenpaar: Statischer Messpunkt: Dorsaler Teil der Facies glutea am Oberrand der linea glutea superior. Beweglicher Messpunkt: Quadrilaterale Fläche, Oberrand des Corpus ossis ischii, zwischen spina ischiadica und Hinterwand des Acetabulums.

Als Resultat wurde ein komplettes Set von Raumkoordinaten (Translation, Rotation), gekoppelt mit den Belastungsdaten für verschiedene Messpunktpaare in einer Messfrequenz von 5000 Hz aufgezeichnet.

3.1.2.3 Koordinatensystem

Nach Ausrichtung des Beckens (Ebene Spinae iliaca anterior superior und Symphyse lotrecht) wurde zu Beginn jedes Versuches eine Kalibrierungsmessung zur Festlegung des Koordinatensystems durchgeführt. Da für ventralen Pfeiler und quadrilaterale Fläche zwei voneinander getrennte Messsysteme benutzt wurden, waren auch beide Koordinatensysteme voneinander unabhängig. Beim ventralen Pfeiler verliefen die X-Achse parallel zur Fraktur, die Y-Achse senkrecht dazu in der gleichen Ebene und die Z-Achse in der Longitudinalen. Bei der quadrilateralen Fläche verliefen die X-Achse in der Longitudinalen, die Y-Achse in der Transversalen und die Z-Achse in der Sagittalen. Um die Achsen kam es zu Rotationen. Um die X-Achse rotierte der Winkel β , um die Y-Achse der Winkel α und um die Z-Achse der Winkel γ (Abb. 28). Diese wurden vom System so festgelegt und wie beschrieben in Kreuztischmessungen verifiziert (Abb. 26 rechtes Bild).

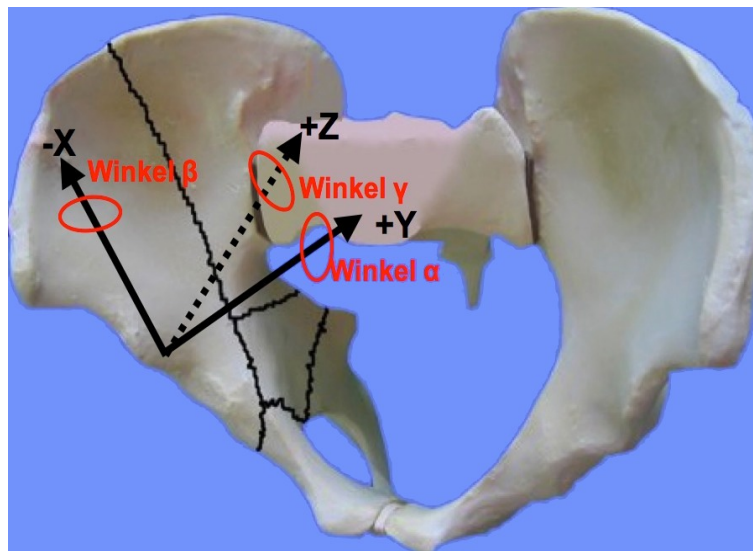


Abb. 28: Koordinatensystem für die Fraktur des vorderen Pfeilers

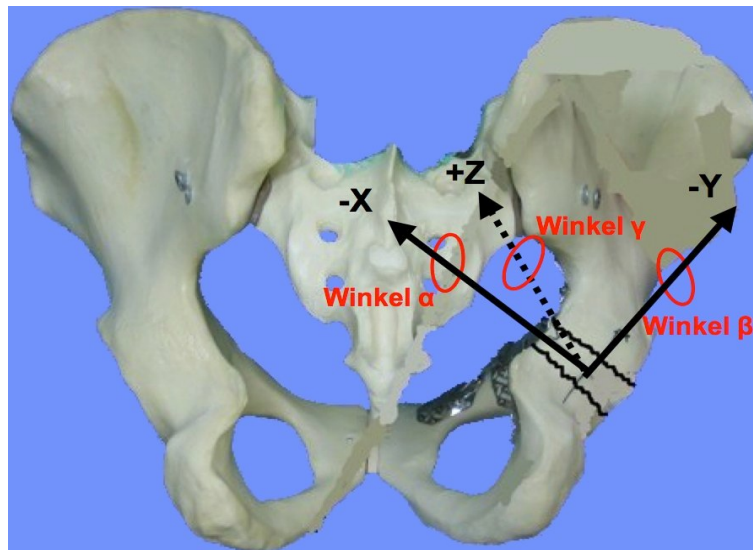


Abb. 29: Koordinatensystem für die Fraktur der quadrilateralen Fläche

3.1.3 Versuchsaufbau

In Vorversuchen wurde bei den Standard-Beckenrekonstruktionsplatten eine Bruchlast von ca. 900 N ermittelt. Für den Bruchtest der neuen Implantate musste also eine Last aufgebracht werden, die darüber lag. Diese wurde auf einen Wert von 1000 N fest. Da es Ziel der Versuchsanordnung war, ein in allen Eigenschaften mindestens gleichwertiges Implantat zum Standard zu finden, sollten ebenfalls mindestens 900 N vom finalen Implantat erreicht werden.

Alle Implantate wurden in der computergesteuerten Prüfmaschine vier Belastungszyklen unterzogen:

- 2 Setzzyklen bis 400 N
- 1 Zyklus mit submaximaler Kraft von 800 N
- 1 Zyklus mit maximaler Kraft von 1000 N

3.1.4 Implantate und Implantationstechnik

Getestet wurden insgesamt fünf Implantate. Da Shazar [78] und Sawaguchi [72] in ihren Arbeiten bereits gezeigt hatten, dass eine möglichst frakturnahe Schraubenanordnung zur besseren Stabilität beiträgt, wurde bei allen Implantaten darauf geachtet, dass auch hier die Schrauben möglichst frakturnah platziert wurden.

3.1.4.1 Konventionelles Implantat

Die Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte (12-Loch) wurde an die Linea terminalis anmodelliert. Die Fraktur wurde daraufhin mit diversen Repositionszangen stabilisiert. Danach wurden drei 3,5mm Corticalisschrauben juxtaacetabulär verankert. Drei weitere Schrauben wurden ventral und dorsal der Fraktur zur Fixation eingebracht.

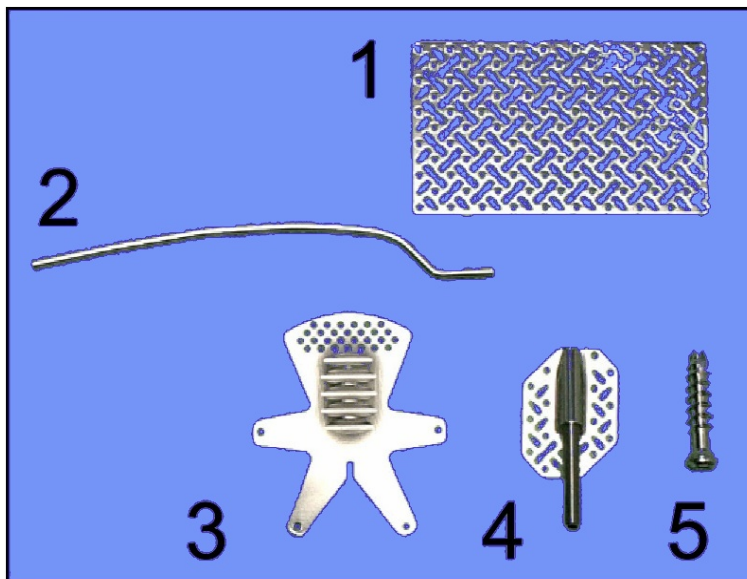


Abb. 30: Standard - 3,5mm Beckenrekonstruktionsplatte (12-Loch); Schraubenanordnung (links); Platzierung der Platte am Kunststoffbecken (rechts)

3.1.4.2 Repositions-Fixations-Implantate

Das Implantat wurde in Kooperation mit dem AO-Development-Institute⁷ entwickelt. Alle benutzten Materialien sind aus Implantatenstahl und besitzen eine CE-Markierung, mit Zulassung im operativen Bereich. Auf Grund von Vorläuferstudien [10] und der Erfahrung aus diesen Studien wurden zunächst Versuche zur Entwicklung der besten Osteosyntheseanordnung und Konfiguration durchgeführt. Hierfür wurden insgesamt vier verschiedene Prototypen A-D entwickelt und getestet, um eine bestmögliche Stabilität zu erzielen. In den o.g. Testungen für die vorliegende Fraktur wurden flächige Abstützungen mit einer materialreduzierten Platte verwendet, die gleiche Ergebnisse in der Festigkeit zeigten wie die konventionellen Implantate. Diese flächige Abstützung (Abb. 31 Werkteil 1) sollte von medial eingebracht werden und die Protrusion des Femurkopfes reponieren und gleichzeitig fixieren. Diese Fixation sollte über ein weiteres Implantat erfolgen (Abb. 31 Werkteil 2), das zwischen Symphyse und ISG eingebracht wird und hier eine „Bogenspannung“ erzeugt.

⁷ R. Matthey, AO-Development –Institut der AO-International, AO Foundation, 7270 Davos, Schweiz

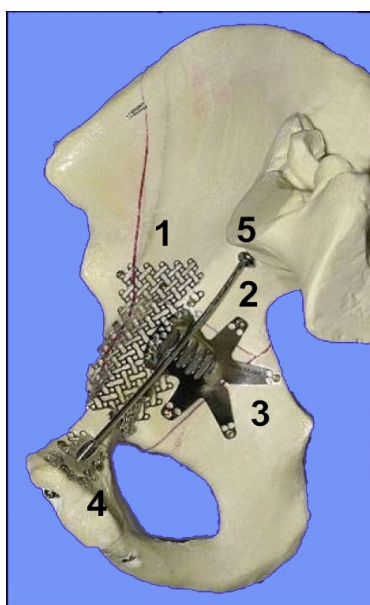


- 1 = Maschenplatte
1,3mm/2mm Stärke 0,6
- 2 = Draht 2,5mm
- 3 = Fingerplatte
- 4 = Gegendruckplatte mit M4
Gewinde
- 5 = Kannülierte 7,0mm
Basisschraube

Abb. 31: Werkteile der Prototypen A-D

- *Prototyp A*

Beim ersten Prototyp wurde die Maschenplatte parallel zur Linea terminalis gelegt. Die Fingerplatte wurde von medialseitig vor die quadrilaterale Fläche platziert, sodass das kraniale Netz der Fingerplatte mit der Maschenplatte verbunden wurde. Sowohl die Maschen- als auch die Fingerplatte wurden mit 8-18mm langen 2,0mm Minischrauben (Stardrive) befestigt. Vor die Fingerplatte wurde bei jedem der Implantate der vorgebogene Draht platziert. Dieser wurde durch die Gegendruckplatte parasymphysär bis in die kannülierte Schraube lateral des ISG geführt und über das M4 Gewinde von ventral aufgespannt.



- 1 = Maschenplatte 1,3mm/2mm Stärke 0,6
- 2 = Draht 2,5mm
- 3 = Fingerplatte
- 4 = Gegendruckplatte mit M4 Gewinde
- 5 = Kannülierte 7,0mm Basisschraube

Abb. 32: Prototyp A mit Werkteilen

- *Prototyp B*

Aufgrund der Ergebnisse aus der Testreihe des Prototyps A wurde die Anordnung der Werkteile verändert. Die Maschenplatte wurde jetzt direkt vor die quadrilaterale Fläche und unter die Fingerplatte gelegt. Die Anordnung des Drahtes blieb wie bei allen anderen Prototypen bestehen.



Abb. 33: Prototyp B (nach Beendigung der Messung)

- *Prototyp C*

Der dritte Prototyp wurde erneut abgeändert. Es wurde jetzt zusätzlich eine halbe Maschenplatte von kranial parallel zur Linea terminalis gelegt und diese mit der Maschenplatte, die über der quadrilateralen Fläche lag, verschraubt.

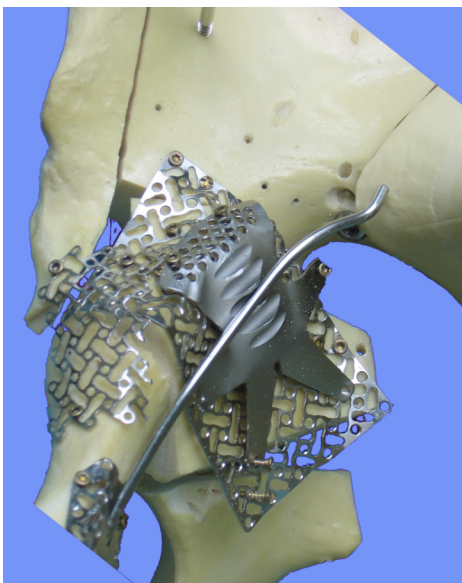


Abb. 34: Prototyp C (nach Beendigung der Messung)

- *Prototyp D*

Auch dieser Prototyp erhielt durch die Erfahrungen der Bruchtestung des Prototyps C ein neues Testsetup. Die Maschenplatte vor der quadrilateralen Fläche wurde zusammen mit einer zusätzlichen halben Platte V-förmig angeordnet. Darüber wurde, wie in den letzten beiden Versuchen, die Fingerplatte gelegt. Die kraniale Platte wurde nun parallel zur Fraktur und über dem Pfannendach platziert.

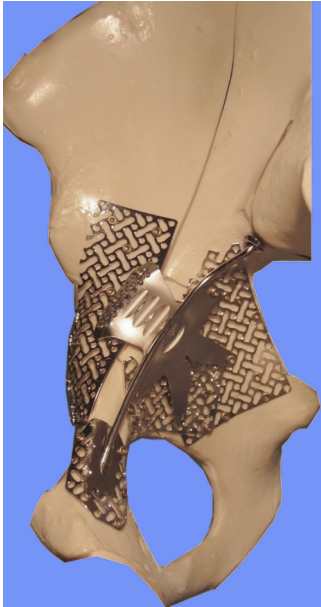


Abb. 35: Prototyp D

3.2 Biomechanische Vergleichstestung des Prototyps D mit der Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte (12-Loch-Platte)

Nachdem in den Bruchtestungen der Prototyp D und die Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte (i.F. 12-Loch-Platte genannt) ähnlichen Belastungen standhielten, wurden sie weiter getestet. Hierzu wurden 10 neue Kunststoffbecken⁸ jeweils nacheinander mit beiden Implantaten versorgt. Das Testsetup mit Aufbau, Frakturtypus, Messeinrichtung und Messsystem war analog zu dem in den Bruchtests verwendeten (s. 3.1). Da die Bruchtestuntersuchungen zeigten, dass beide Implantate mind. 900 N an Belastung erzielen konnten, wurde für den Versuchsablauf eine bruchfreie Belastung von 800 N als Obergrenze festgesetzt. Im Vergleich zum Vorgehen in den Bruchtests wurden diesmal zunächst 3 Setzzyklen

⁸ Fa. SYNBONE, Malans, Schweiz, Modell 4060

mit halber Last (400 N) und dann ein Belastungszyklus mit 800 N Vollbelastung durchgeführt.

3.3 Biomechanische Vergleichstestung des definitiven Repositions-Fixations-Implantats (RepoFix) mit der Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte (12-Loch-Platte)

Nach den Ergebnissen der letzten Vergleichstestung wurde beschlossen, die Anordnung der Platten zu belassen. Die V-förmig übereinander gelegten Maschenplatten über der quadrilateralen Fläche sollten jedoch gegen eine Platte aus einem Stück ersetzt werden. Es wurde dabei angenommen, dass diese verbreiterte Platte, im Vergleich zu den zwei übereinander gelegten Platten an der quadrilateralen Fläche im Prototyp D, einen weiteren Stabilitätsgewinn erzielen würde. Die Platte wurde daraufhin im AO-Development-Institut⁹ entsprechend angefertigt. Die finalen Tests fanden danach mit dieser Platte ohne Veränderung der anderen Komponenten statt. Das neue, definitive Implantat (i.F. RepoFix genannt) wurde im Vergleich mit dem Standard, der 12-Loch-Platte, getestet. Wir erhielten vom AO-Development-Institut¹⁰ insgesamt fünf neue Implantate. Die Versuchsreihe beinhaltete erneut die Testung von 10 Kunststoffbecken¹¹. Ein Implantat wurde wegen der geringen Materialstärke und zur Sicherstellung der konstanten Belastung für nur jeweils zwei Versuche benutzt. Auch hier waren Testsetup mit Aufbau, Frakturtypus, Messeinrichtung und Messsystem analog zu dem in den Bruchtests (s. 3.1). Auch hier wurden, wie in der ersten Vergleichstestung, drei Setzzyklen mit halber Last (400 N) und dann ein Belastungszyklus mit 800 N Vollbelastung durchgeführt.

⁹ R. Matthys, AO-Development-Institut der AO-International, AO Foundation, 7270 Davos, Schweiz

¹⁰ R. Matthys, AO-Development-Institut der AO International, AO Foundation, 7270 Davos, Schweiz

¹¹ Fa. SYN BONE, Malans, Schweiz, Modell 4060

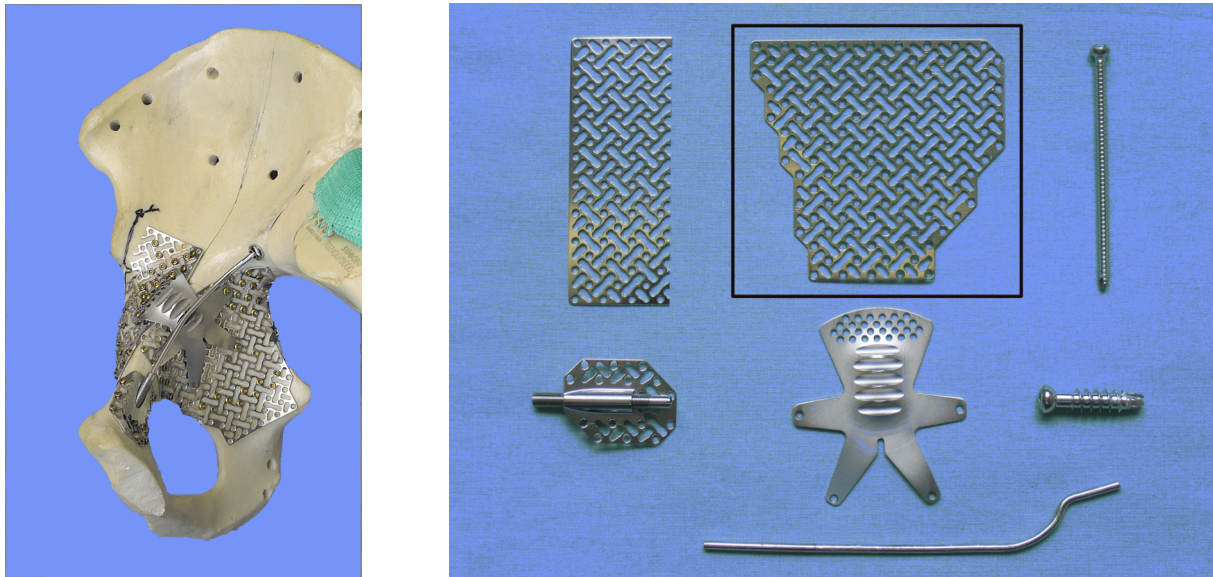


Abb. 36: Definitives Repositions-Fixations-Implantat (RepoFix) (links), Werkteile des RepoFix mit neuer Platte (umrandet) (rechts)

3.4 Statistischer Vergleich der biomechanischen Untersuchungsergebnisse für die getesteten Implantate

3.4.1 Datenverarbeitung und statistische Analyse

Aus den Versuchen gingen zwei verschiedenen Datensätze hervor. Einmal der Datensatz der Materialprüfmaschine und zum Zweiten der des 3D-Messsystems. Beide wurden auf einem PC gespeichert und nach Versuchsende weiterverarbeitet. Als erstes wurden die Daten der Prüfmaschine bearbeitet. Das Programm zeigte Werte für die Kraft, aufgetragen auf die Zeit an. Manuell wurden Zeitpunkte bei 0, 50, 100, 200, 300, 400, 800 N bestimmt. Den Zeitpunkten konnten dann, nach Umwandlung der Rohdaten des 3D-Messsystems in ein Excel-Format, Koordinaten zugewiesen werden. So wurde eine einheitliche Excel-Tabelle für jeden Versuch erstellt.

Da jede Ecke des Sensors jeweils einen Wert auf der X-, Y- und Z-Achse aufzeichnete, wurde aus diesen Werten der Schwerpunkt (D_{xyz}) des Systems bestimmt. Daraus konnte dann der Abstand und somit die absolute Änderung des Schwerpunktes in jeder Ebene (Translation und Rotation), für jede der drei Osteosynthesen, am Messpunkt der Quadrilateralfäche (i.F. QLP genannt) und der Vorderpfilerfraktur (i.F. VP genannt), für jedes Becken einzeln errechnet werden. Aus diesen Schwerpunktänderungen konnten dann wiederum Last-Weg-Diagramme zur besseren Darstellung der Hauptrichtungsänderungen hergestellt werden.

D_{xyz} RepoFix Schleife S1-10

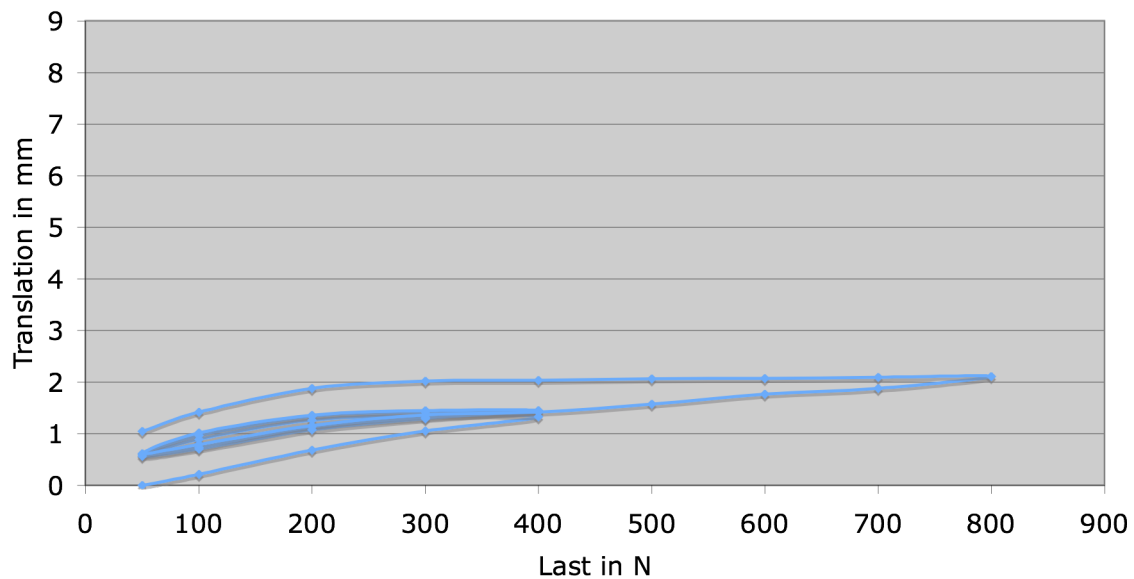


Abb. 37: Beispiel für ein Last-Weg-Diagramm

Aus den 10 Versuchen pro Implantat konnte man dann entsprechende Mittelwerttabellen dieser Schwerpunktänderungen herstellen. Zur weiterführenden, statistischen Untersuchung auf signifikante Unterschiede wurden die Daten in das Statistikprogramm Statistica¹² für Windows übertragen. Unter dem Vorbehalt der kleinen Fallzahl (n=10) wurde eine statistische Auswertung mit dem *Man-Whitney-U-Test* durchgeführt (die vollständigen Tabellen dazu s. Anhang). Dieser vergleicht zwei unabhängige Stichproben und ist ein nicht-parametrisches Verfahren. Die Signifikanz wurde bei einem $p < 0,05$ angenommen. Ein direkter Vergleich aller Osteosyntheseverfahren war damit möglich. Nach Durchsicht der Kurvenauslenkungen aus den erstellten Last-Weg-Diagrammen wurden die Schwerpunktänderungen der Translationen (QLP + VP) sowie der Rotationen im Winkel α und β (VP) und Winkel γ (QLP) gegenübergestellt. Die statistische Auswertung fand im Moment der Vollbelastung (800 N) und nach Versuchsende statt, was der bleibenden, plastischen Verformung der Osteosynthesen entsprach.

¹² Statistica Version 7.1, Fa. StatSoft GmbH, Hamburg

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Prototyp-Testungen

4.1.1 Prototyp A

Nach den Tests des Prototyps A wurde eine erste Schwachstelle im Testsetup gefunden. Die Fingerplatte über der quadrilateralen Fläche genügte, zusammen mit der Querstange, zur Stabilisierung der Fraktur nicht. Die Schrauben an den Enden der Fingerplatten rissen bei steigender Last regelmäßig aus. Da eine Versetzung der Querstange nach kaudal auf Grund der anatomischen Verhältnisse ausschied, mussten die Enden der Fingerplatte anders stabilisiert werden.

4.1.2 Prototyp B

Mit dieser Materialanordnung wurden auf Antrieb mit ca. 530N knapp 200N mehr erreicht als beim Prototyp A. Dennoch kam es auch hier zu einem Versagen des Implantats deutlich unter der 900N Grenze. Zum Abbruch des Tests kam es, da die quadrilaterale Fläche erneut ausbrach. Die Maschenplatte musste in diesem Setup (anders als bei Prototyp A) sowohl die quadrilaterale Fläche als auch die Fraktur des ventralen Pfeilers stützen.

4.1.3 Prototyp C

Zur verbesserten Abstützung der Fraktur des ventralen Pfeilers wurde jetzt (wie oben beschrieben) zusätzlich eine halbe Maschenplatte parallel zur Linea terminalis gelegt und diese mit der anderen Platte verschraubt. Das Ergebnis der Lastmessung betrug ca. 900N. Die Insuffizienz des Implantatsetups bestand wieder in einem Ausbrechen der Platte über der quadrilateralen Fläche. Trotz der bereits erreichten 900N sollte eine noch breitere Abstützfläche im Prototyp D zu einer weiteren Ergebnissteigerung führen.

4.1.4 Prototyp D

Nach Verbreiterung der Abstützung der quadrilateralen Fläche und Verstärkung der Platte über dem Pfannendach konnte im Bruchtest des Prototyp D eine komplette Versuchsschleife von Anfang bis Ende durchgeführt werden. Die im Vorfeld festgelegte Obergrenze von 1000N wurde erreicht und es kam zu keinem Abbruch

infolge Materialversagens. Auf Grund des erreichten Ergebnisses wurde diese Platte primär mit der Standard-12-Loch-Platte getestet.

4.2 Ergebnisse des biomechanischen Implantatvergleichs

4.2.1 Ergebnisse der biomechanischen Vergleichstestung des Prototyps D mit der Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte (12-Loch-Platte)

4.2.1.1 Schwerpunktänderung an der Quadrilateralfläche (QLP)

Das Last-Weg-Diagramm in Abb. 38 zeigt, wie oben beschrieben, die Schwerpunktänderung (D_{xyz}) in den drei Setzzyklen bis 400N, die Vollbelastung bis 800 N und die bleibende Verformung am Ende des Versuchs.

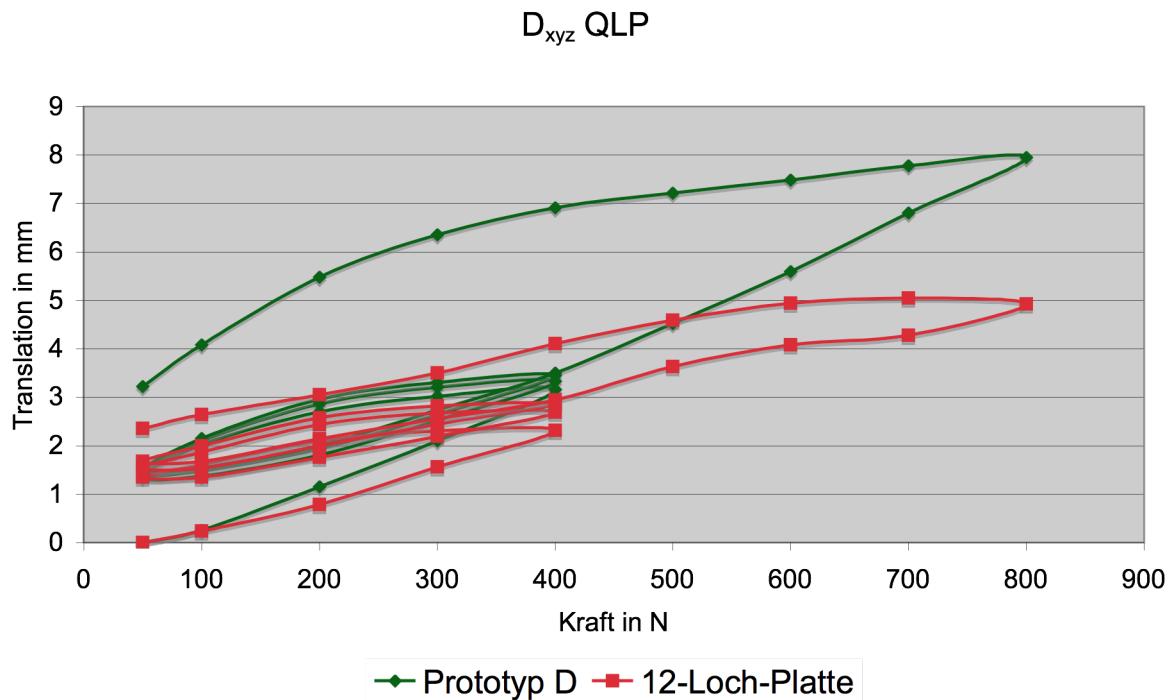


Abb. 38: Last-Weg-Diagramm für die Schwerpunktänderung an der Fraktur der quadrilateralen Fläche für Prototyp D und 12-Loch-Platte

Bei 800N kam es beim Prototyp D zu einer Translation von 7,9mm der Frakturteile, wohingegen die 12-Loch-Platte nur 4,9mm zuließ. Die bleibende Verformung an der quadrilateralen Fläche betrug beim Prototyp D 3,2mm und bei der 12-Loch-Platte 2,3mm.

4.2.1.2 Schwerpunktänderung am vorderen Pfeiler (VP)

An den Frakturen des vorderen Pfeilers (Abb. 39) sehen die Schwerpunktänderungen ähnlich aus wie an der quadrilateralen Fläche.

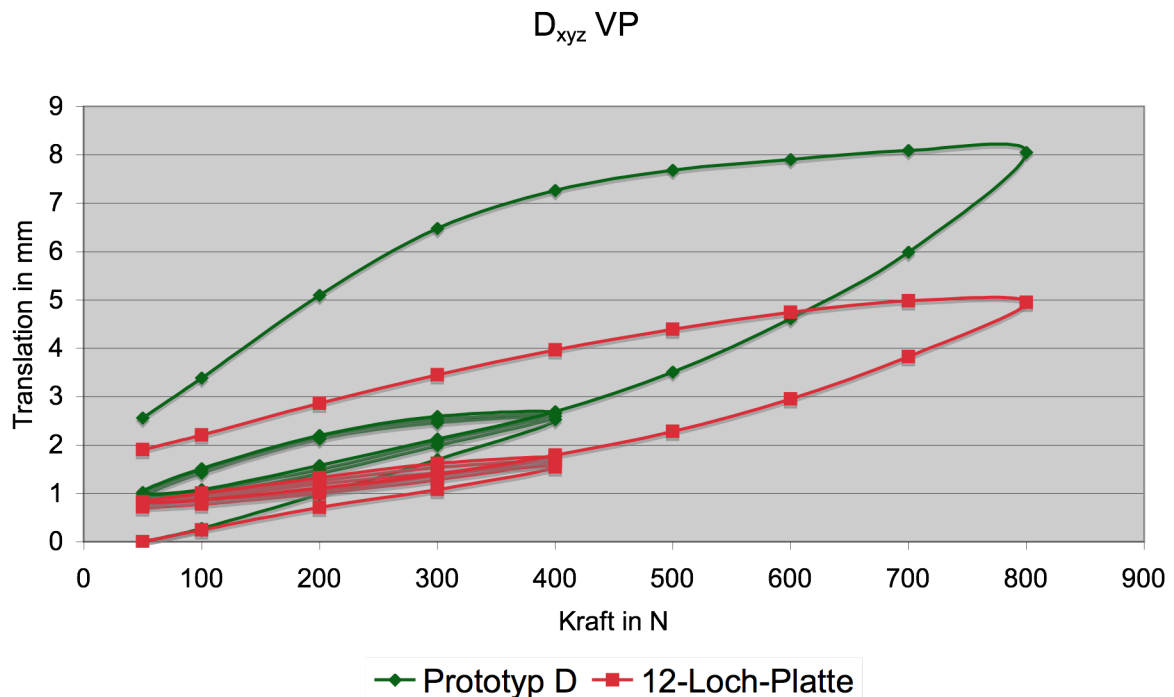


Abb. 39: Last-Weg-Diagramm für die Schwerpunktänderung an der Fraktur des vorderen Pfeilers für Prototyp D und 12-Loch-Platte

Die Translation des Prototyps D betrug bei 800N an der Fraktur des vorderen Pfeilers 8,0mm und bei der 12-Loch-Platte 4,9mm. Am Versuchsende zeigte sich eine Verformung von 2,5mm beim Prototyp D und 1,9mm bei der 12-Loch-Platte.

Trotz der erreichten Maximallast in den Bruchtests zeigten die Ausschläge im Bereich der Translation schlechtere Werte im Vergleich zur konventionellen Standard-12-Loch-Rekonstruktionsplatte an. Eine Verbesserung konnte nur durch eine Verbindung und damit einer höheren Steifigkeit der übereinander gelegten Platten erzielt werden.

4.2.2 Ergebnisse der biomechanischen Vergleichstestung des definitiven Repositions-Fixations-Implantats (RepoFix) mit der Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte (12-Loch-Platte)

Bei der Vergleichstestung der beiden Implantate wurden alle Belastungszyklen korrekt abgeschlossen. Bei zwei Becken, die mit der 12-Loch-Platte versorgt waren, trat eine Implantatinsuffizienz und somit ein Versuchsabbruch auf. Die gemessenen Daten wurden daher nicht in die weitere Auswertung aufgenommen, um keine Verfälschung der Ergebnisse zu erhalten.

4.2.2.1 Schwerpunktänderung an der Quadrilateralfläche (QLP)

Nach Veränderung der übereinander gelegten Platten in eine verbreiterte Platte zeigten sich die folgenden Ergebnisse:

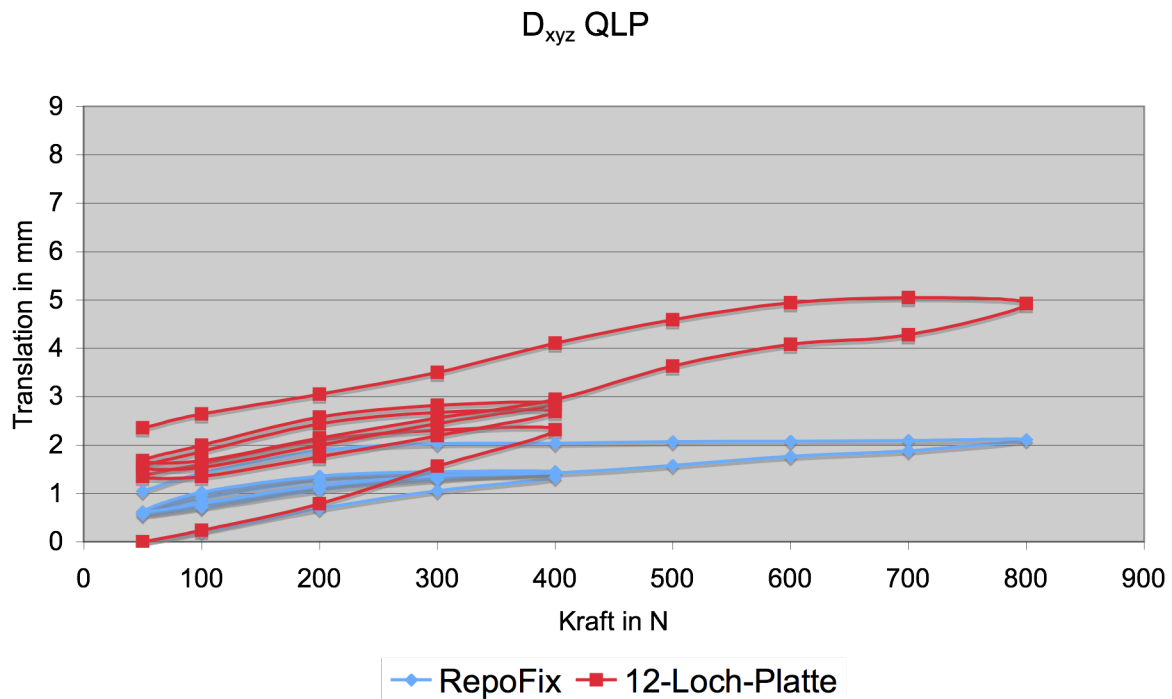


Abb. 40: Last-Weg-Diagramm für die Schwerpunktänderung an der Fraktur der quadrilateralen Fläche für RepoFix und 12-Loch-Platte

Der RepoFix zeigte bei voller Belastung eine um ca. 2,8mm niedrigere Translation an der quadrilateralen Fläche als die 12-Loch-Platte. Auch die bleibende plastische Verformung fällt am Ende der Serie mit 1,0mm um ca. 1,3mm niedriger aus als beim Standard (2,3mm).

4.2.2.2 Schwerpunktänderung am vorderen Pfeiler (VP)

Auch an der Vorderpfeilerfraktur kam es zu signifikant geringeren Dislokationen beim RepoFix als bei der 12-Loch-Platte (Abb. 41). An der quadrilateralen Fläche des mit

dem RepoFix stabilisierten Beckens wurde bei Vollbelastung eine Translation von 3,1mm gemessen. Dagegen ergab sich bei der 12-Loch-Platte eine Translation von 4,9mm. Die Verformung fiel mit 1,0mm deutlich geringer aus. Das definitive Implantat ließ eine Dislokation von 0,9mm, die 12-Loch-Platte von 1,9mm zu.

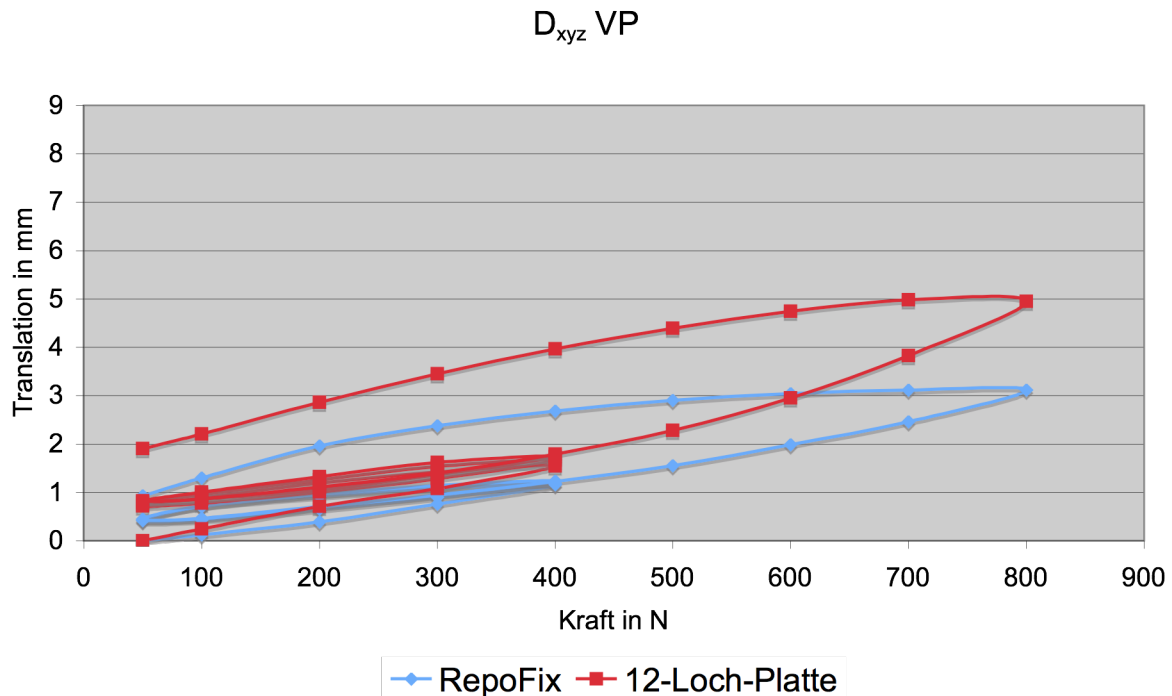


Abb. 41: Last-Weg-Diagramm für die Schwerpunktänderung an der Fraktur des vorderen Pfeilers für RepoFix und 12-Loch-Platte

4.3 Ergebnisse des statistischen Implantatvergleichs

In der statistischen Auswertung wurden die drei Implantate (Prototyp D, RepoFix und 12-Loch-Platte) durch den Man-Whitney-U-Test direkt miteinander verglichen. Die farbigen Sterne und Linien zeigen die Signifikanz der einzelnen, verglichenen Kriterien an. Der Strich des signifikant besseren Implantats ist in der jeweiligen Farbe gekennzeichnet.

4.3.1 Schwerpunktänderung bei Vollbelastung mit 800 N

4.3.1.1 Schwerpunktänderung an der Quadrilateralfäche (QLP)

Die Schwerpunktänderung in der Ebene der Translation, bezogen auf die Fraktur der quadrilateralen Fläche, zeigte signifikant geringere Werte beim RepoFix im Vergleich zu den beiden anderen Implantaten (RepoFix – Prototyp D $p=0,000583$; RepoFix – 12-Loch-Platte $p=0,002915$). Des Weiteren bestand eine signifikant geringere Dislokation der 12-Loch-Platte im Vergleich mit dem Prototyp D ($p=0,036796$) (s.

Abb. 42). Die Mediane lagen bei 1,77mm beim RepoFix, 5,30mm bei der 12-Loch-Platte und 7,62mm beim Prototyp D.

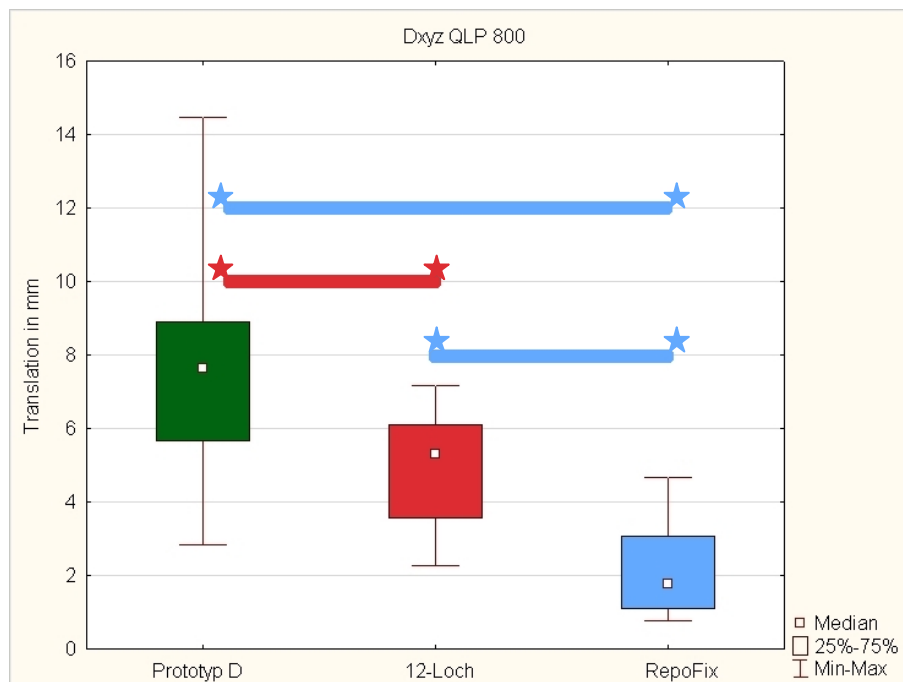


Abb. 42: Statistische Auswertung der Translation aller Implantate an der quadrilateralen Fläche bei Vollbelastung

Signifikant geringere Rotationen im Winkel γ fanden an der quadrilateralen Fläche bei Vollbelastung zwischen dem RepoFix und dem Prototyp D zugunsten des RepoFix ($p=0,000330$) und zwischen dem Prototyp D und der 12-Loch-Platte zugunsten der 12-Loch-Platte statt ($p=0,002520$) (Abb. 43).

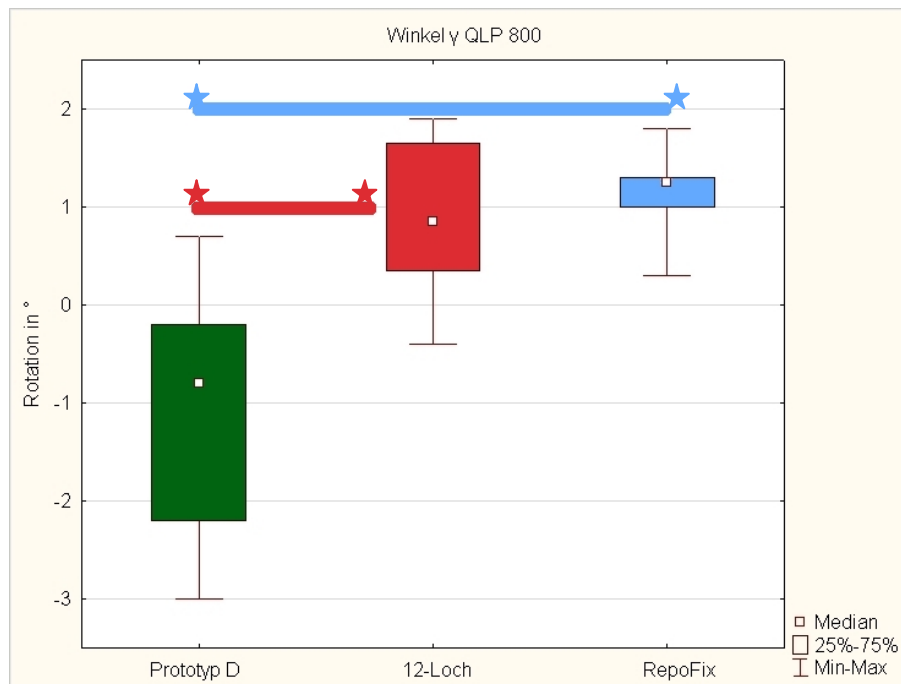


Abb. 43: Statistische Auswertung der Rotation im Winkel γ aller Implantate an der quadrilateralen Fläche bei Vollbelastung

4.3.1.2 Schwerpunktänderung an der Fraktur des vorderen Pfeilers (VP)

Auch an der Fraktur des vorderen Pfeilers zeigten sich signifikante Unterschiede im Vergleich der einzelnen Implantate. Die Translation bei 800 N war beim RepoFix signifikant geringer als bei beiden anderen Implantaten (RepoFix – Prototyp D $p=0,006233$; RepoFix – 12-Loch-Platte $p=0,023468$). Zwischen Prototyp D und 12-Loch-Platte zeigte sich in diesem Gesichtspunkt keine Signifikanz. Hier lagen die Mediane bei 2,95mm beim RepoFix, 4,66mm bei der 12-Loch-Platte und 7,32mm beim Prototyp D (Abb. 44).

Bei der Rotation im Winkel α fanden ebenfalls für das Becken mit dem RepoFix-Implantat die geringsten Dislokationen statt. Sowohl gegenüber dem Prototyp D ($p=0,022244$) als auch der 12-Loch-Platte ($p=0,008764$) war die Rotation signifikant geringer. Der Median der Dislokation betrug hier 1,05° beim RepoFix, 1,50° bei der 12-Loch-Platte und 1,40° beim Prototyp D (Abb. 45).

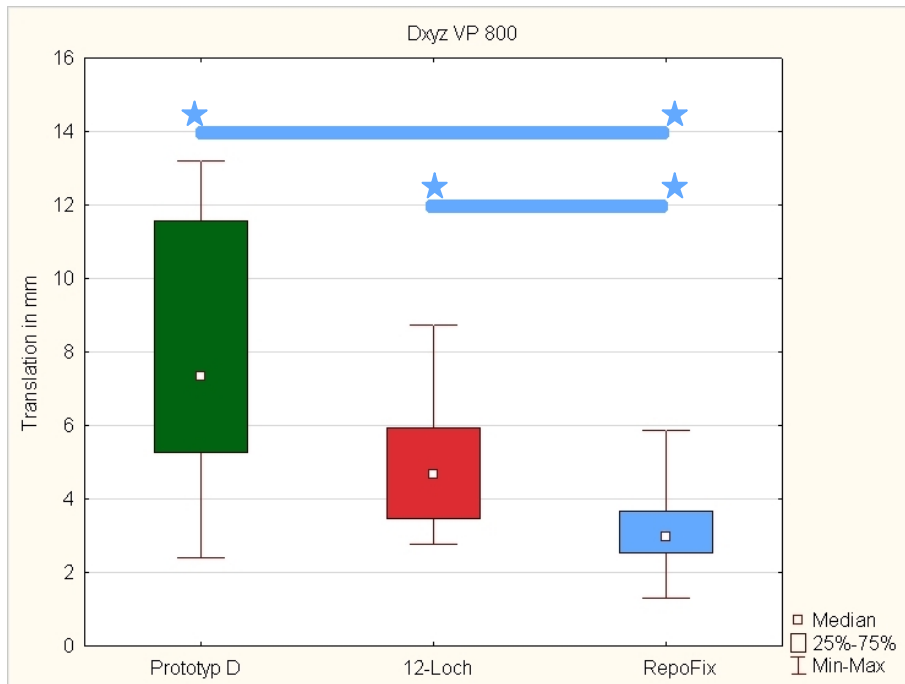


Abb. 44: Statistische Auswertung der Translation aller Implantate an der Fraktur des vorderen Pfeilers bei Vollbelastung

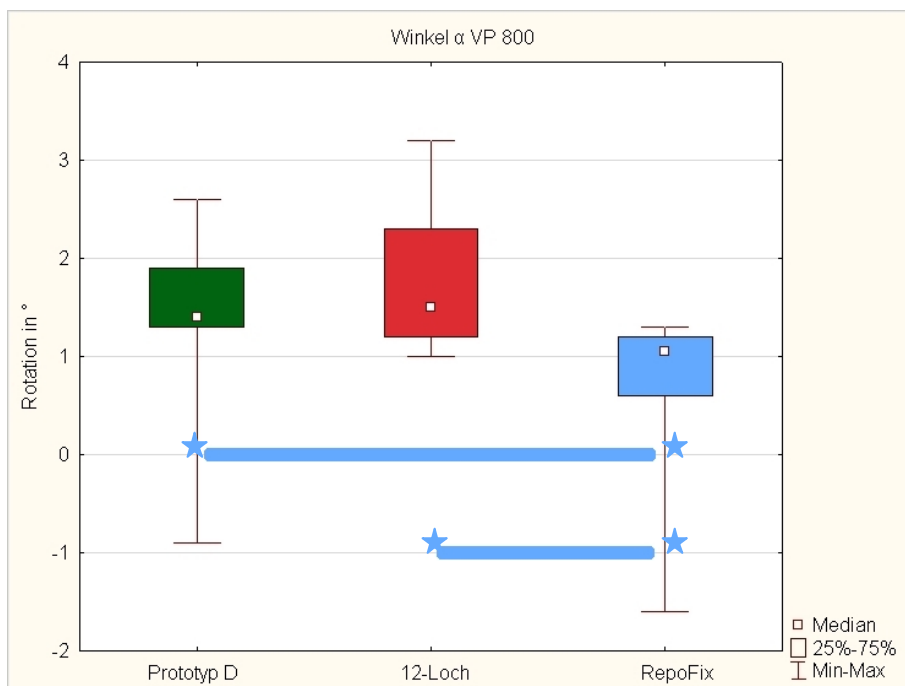


Abb. 45: Statistische Auswertung der Rotation im Winkel α aller Implantate an der Fraktur des vorderen Pfeilers bei Vollbelastung

Im Winkel β an der Fraktur des vorderen Pfeilers kam es ebenfalls zu einem signifikanten Unterschied bei Vollbelastung. Eine signifikant geringere Rotation zeigte sich nur im Vergleich zwischen RepoFix und Prototyp D ($p=0,019965$). Zwischen RepoFix und 12-Loch-Platte zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

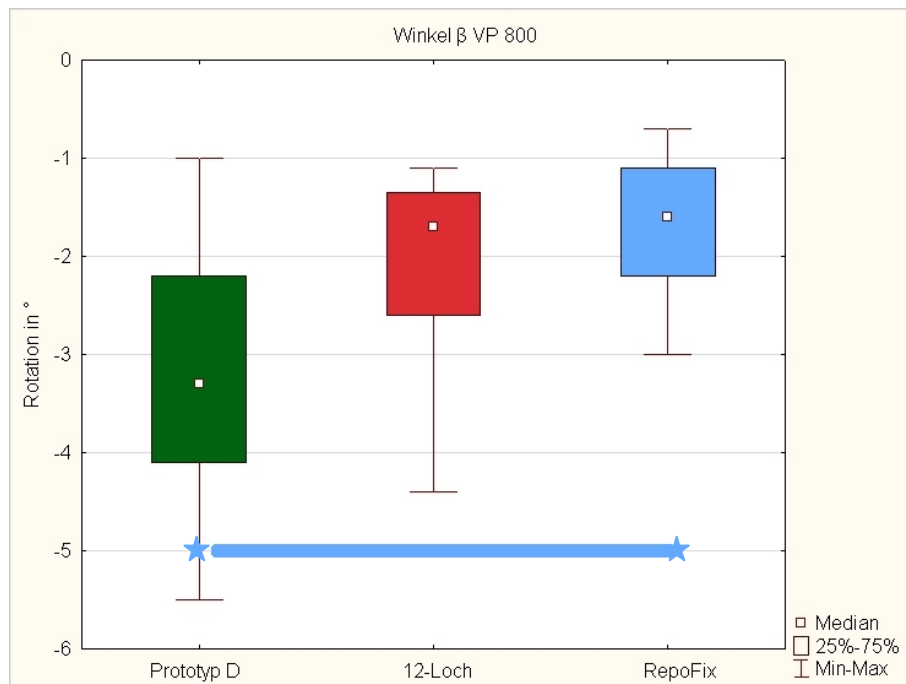


Abb. 46: Statistische Auswertung der Rotation im Winkel β aller Implantate an der Fraktur des vorderen Pfeilers bei Vollbelastung

4.3.2 Bleibende Schwerpunktänderung nach Versuchsende

4.3.2.1 Bleibende Schwerpunktänderung an der Quadrilateralfäche (QLP)

Wie oben beschrieben, ist eine Dislokation am Ende einer Versuchsschleife als bleibende plastische Verformung anzusehen. An der Fraktur der quadrilateralen Fläche kam es zu deutlichen Unterschieden der bleibenden Translation; eine signifikant geringere Translation trat jedoch nur beim Vergleich zwischen dem RepoFix und dem Prototyp D ($p=0,007285$) auf. Der Median der hier getesteten Becken lag beim RepoFix bei 1,07mm, bei der 12-Loch-Platte bei 1,92mm und beim Prototyp D bei 3,34mm (Abb. 47).

Der Winkel γ an der Fraktur der Quadrilateralfäche wurde ebenfalls ausgewertet. Die bleibende Rotation zeigte signifikante Unterschiede bei der Gegenüberstellung des RepoFix mit dem Prototyp D zugunsten des RepoFix ($p=0,000583$) und bei der Gegenüberstellung der 12-Loch-Platte mit dem Prototyp D zugunsten der 12-Loch-Platte ($p=0,016440$) (Abb. 48).

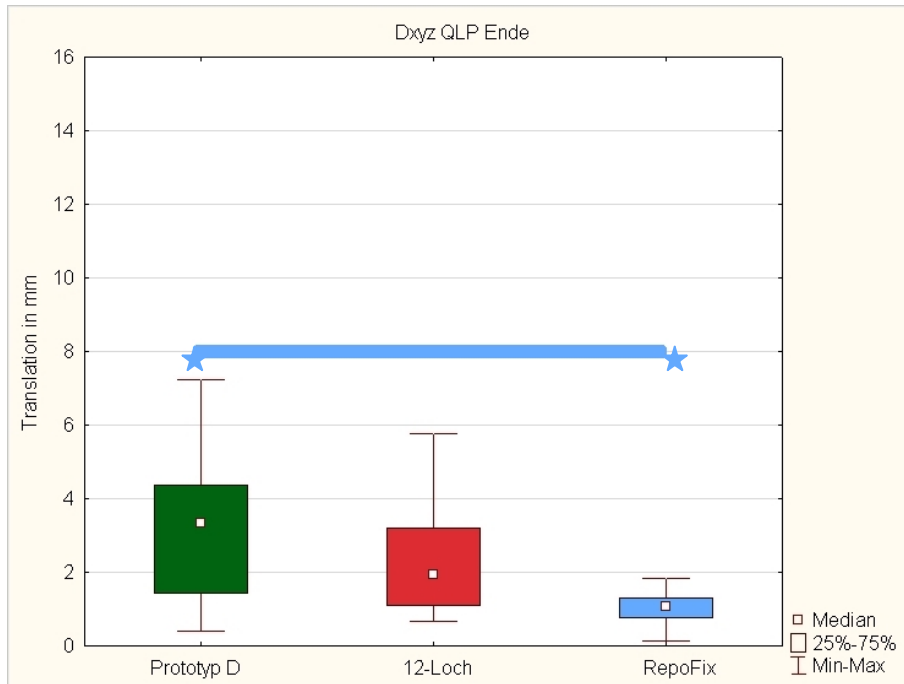


Abb. 47: Statistische Auswertung der Translation aller Implantate an der quadrilateralen Fläche nach Versuchsende

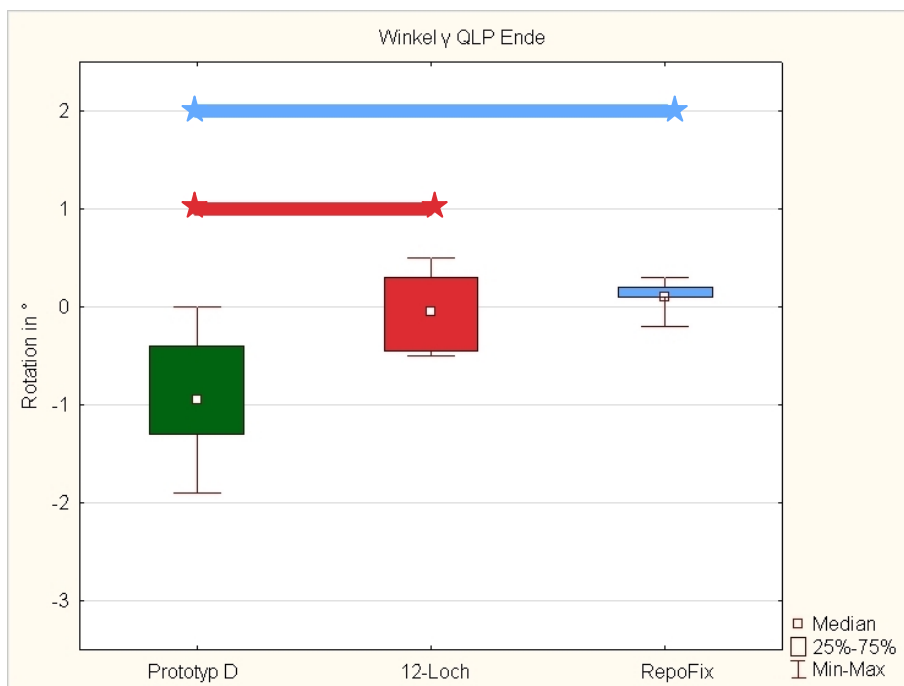


Abb. 48: Statistische Auswertung der Rotation im Winkel γ aller Implantate an der quadrilateralen Fläche nach Versuchsende

4.3.2.2 *Bleibende Schwerpunktänderung an der Fraktur des vorderen Pfeilers (VP)*

An der Fraktur des VP kam es zu signifikanten Unterschieden der bleibenden plastischen Verformung bei den Implantaten. Der RepoFix zeigte eine signifikant geringere Verformung in der Ebene der Translation sowohl gegenüber der 12-Loch-

Platte ($p=0,003881$) als auch gegenüber dem Prototyp D ($p=0,006233$). 0,95mm verbliebene plastische Verformung wies der Median des RepoFix auf, 1,58mm der der 12-Loch-Platte und 2,76 der des Prototyps D (Abb. 49).

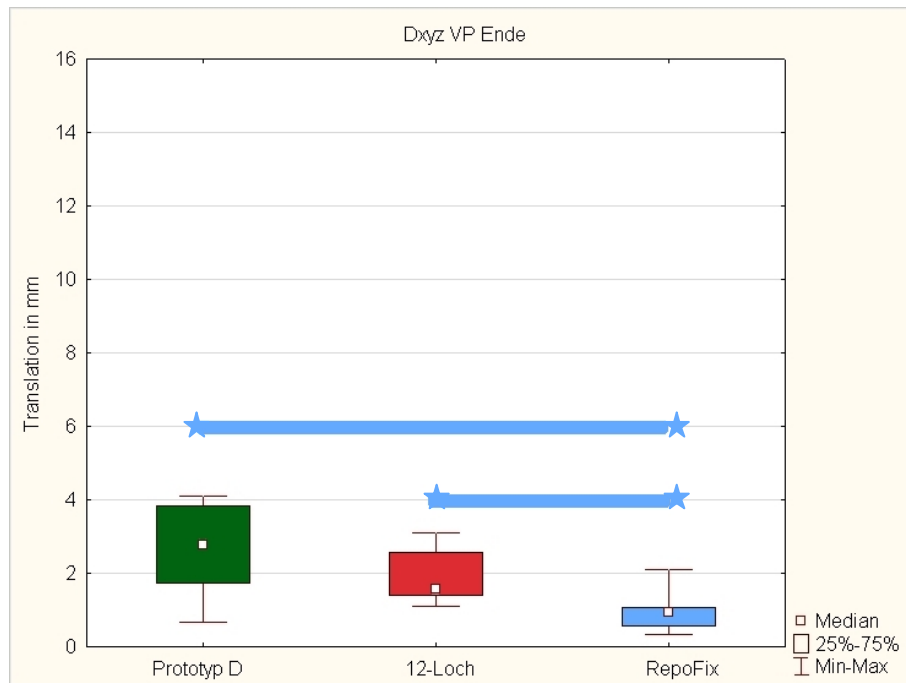


Abb. 49: Statistische Auswertung der Translation aller Implantate an der Fraktur des vorderen Pfeilers nach Versuchsende

Am Ende der Versuchsschleife trat, in Bezug auf den Winkel α , eine signifikant geringere Dislokation beim RepoFix und beim Prototyp D im Vergleich zur 12-Loch-Platte auf (RepoFix – 12-Loch-Platte $p=0,001011$, Prototyp D – 12-Loch-Platte $p=0,048540$). Der Median der Rotation im Winkel α betrug beim RepoFix $0,10^\circ$, bei der 12-Loch-Platte $0,50^\circ$ und beim Prototyp D $0,30^\circ$ (Abb. 50).

Die letzte zu vergleichende Variable ist die bleibende Rotation im Winkel β . Hier war die Dislokation nur zwischen dem RepoFix und dem Prototyp D signifikant geringer ($p=0,011370$). Ansonsten traten keine signifikanten Unterschiede in diesem Untersuchungsmerkmal auf. Im Winkel β an der VP lag der Median beim RepoFix bei $-0,30^\circ$, bei der 12-Loch-Platte bei $-0,55^\circ$ und beim Prototyp D $-0,90^\circ$ (Abb. 51).

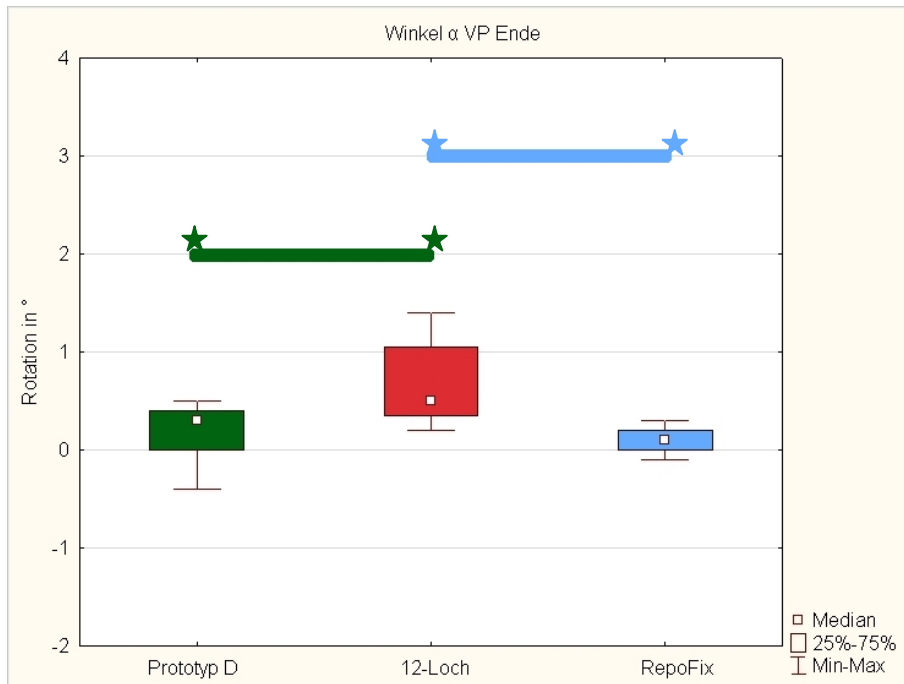


Abb. 50: Statistische Auswertung der Rotation im Winkel α aller Implantate an der Fraktur des vorderen Pfeilers nach Versuchsende

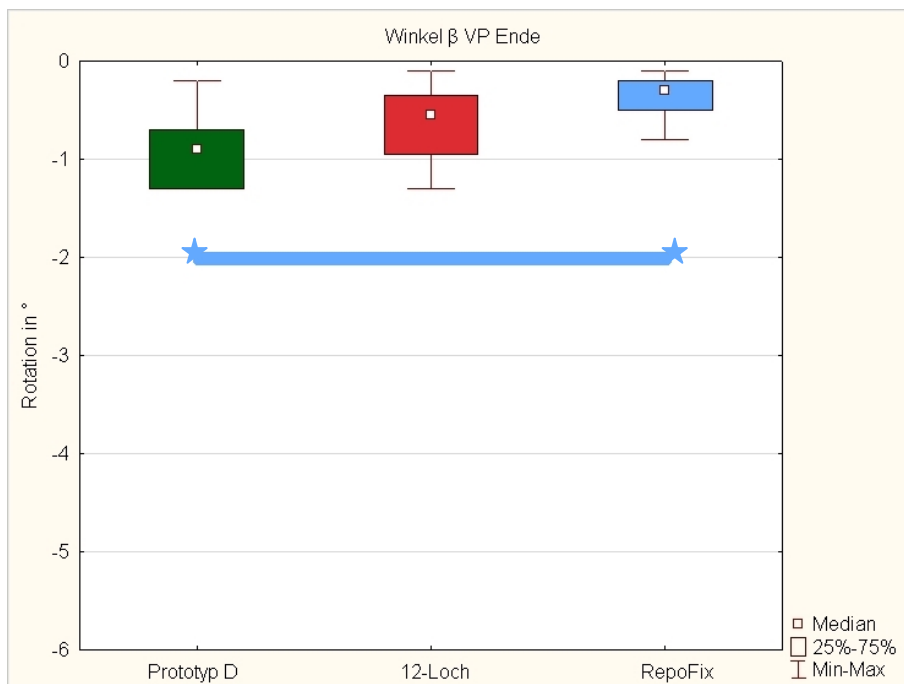


Abb. 51: Statistische Auswertung der Rotation im Winkel β aller Implantate an der Fraktur des vorderen Pfeilers nach Versuchsende

4.3.3 Zusammenfassung der biomechanischen und statistischen Ergebnisse

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die Becken, die mit dem RepoFix stabilisiert wurden, in fast allen untersuchten Variablen signifikant geringere Dislokationen aufwiesen im Vergleich zum Prototyp D – bis auf den Winkel α am Versuchsende an

der Fraktur des vorderen Pfeilers. Im Vergleich zu den Becken, die mit der 12-Loch-Platte versorgt wurden, zeigte der RepoFix in der Hälfte der Kriterien signifikant geringere Dislokationen. Wichtig zu nennen sind hier vor allem die Dislokationen bei Vollbelastung an der QLP und am VP. Eine signifikant höhere Dislokation beim RepoFix, im Vergleich zu den anderen Implantaten, trat in keiner Versuchsreihe auf.

4.4 Operationstechnik des definitiven Repositions-Fixations-Implantats (RepoFix)

Anhand der durchgeführten biomechanischen Tests und der Implantationsversuche an thielfixierten Präparaten [10] wurde eine Operationstechnik und -abfolge für den Prototyp D und den RepoFix festgelegt – illustriert am Beispiel des Prototyps D. Folgende Werkzeuge und Schritte sind dafür nötig:



Abb. 52: Werkzeuge zur Implantation des RepoFix und des Prototyps D

Bis auf den 90° abgewinkelten Bohrer und Schraubendreher sollten die Instrumente bekannt sein. Dieser Bohrer findet normalerweise Anwendung in der Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie (MKG) und bietet den Vorteil, dass er senkrecht zur Fraktur eingebracht werden kann. Er benötigt damit keinen zusätzlichen Raum und keinen zusätzlichen Zugang über das erste Fenster des ilioinguinalen Zugangs.

Schritt 1) Reposition der einzelnen Frakturteile: Zuerst erfolgt die Reposition der quadrilateralen Fläche mit der großen Maschenplatte (Abb. 53 links, am Beispiel des Prototyp D). Danach kann die Reposition der Vorderpfeilerfraktur mit der kranialen

Platte erfolgen (Abb. 53 rechts). Wie oben beschrieben, werden die Maschenplatten mit den 2,0mm Minischrauben fixiert.

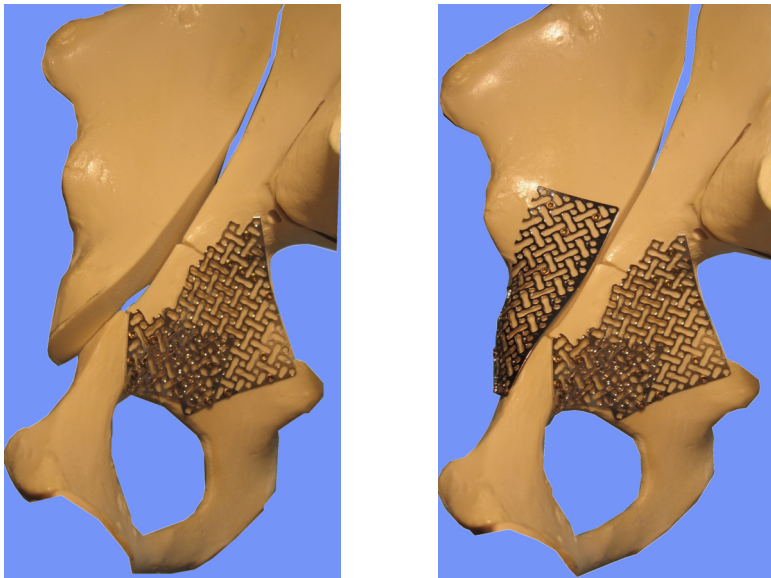


Abb. 53: OP Technik: Reposition der einzelnen Frakturteile

Schritt 2) Reposition der Frakturteile gegeneinander: Nun reponiert man die iliakalen Frakturteile mittels Repositionszange gegeneinander (Abb. 54 links). Zur Röntgenkontrolle können temporäre Kirschnerdrähte eingebracht werden. Bei achsgerechter Frakturstellung wird die Fingerplatte unter die Repositionszange geschoben (Abb. 54 Mitte) und die beiden Frakturen primär fixiert (Abb. 54 rechts).

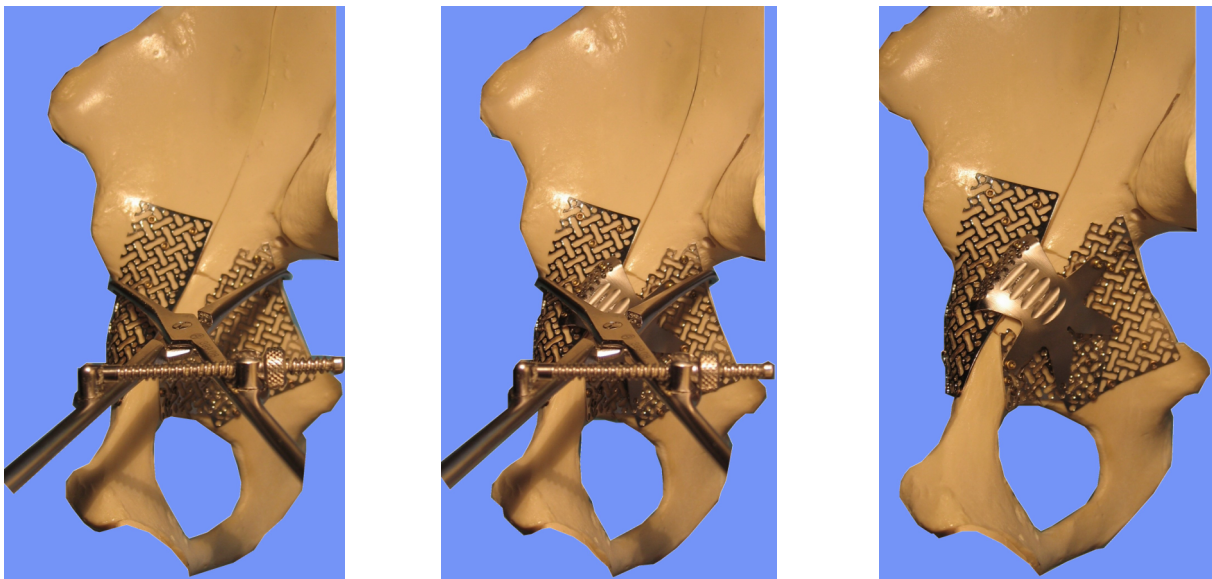


Abb. 54: OP Technik: Reposition der Frakturteile gegeneinander

Schritt 3) Fixation der Frakturteile: Es folgt die Aufbohrung des oberen Schambeinastes parasymphysär mit dem Pfriem. Über den entstandenen Kanal wird die Gegendruckplatte mit M4-Gewinde von innen gelegt. Die Gegendruckplatte wird dann ebenfalls mit 2,0mm Minischrauben fixiert. Danach wird auf Höhe der Linea terminalis ca. 1cm lateral des ISG erneut mit dem Pfriem vorgebohrt. In diesem Bohrloch wird die kannülierte 7,0mm Schraube versenkt. Nun kann der Kirschnerdraht von ventral durch die Rillen der Fingerplatte in die kannülierte Schraube vorgeschoben werden. Die endgültige Fixation wird jetzt langsam über die zunehmende Spannung des M4-Gewindes vorgenommen (Abb. 55).

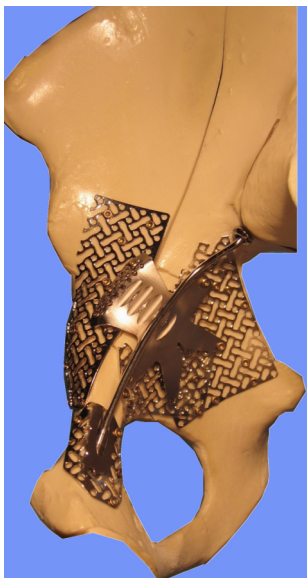


Abb. 55: OP Technik: Fixation der Frakturteile

5 Diskussion

Als eine der häufigsten Acetabulumfrakturen, vor allem bei älteren Patienten [61], wurde in der vorliegenden Arbeit die Vorderpfeller- mit hinterer Hemiquerfraktur zur weiteren Untersuchung benutzt. Ziel dieser Dissertation war es, durch Modifikationen ein Implantat zur kombinierten Reposition und Fixation bei Acetabulumfrakturen zu entwickeln, es möglichst über einen minimalinvasiven Zugang implantierbar zu machen und es dann mit einem klinisch bewährten Operationsverfahren [1; 23] (Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte) biomechanisch zu vergleichen. Hierfür wurde ein Frakturmodell am Kunststoffbecken entworfen, an dem die Implantate getestet wurden.

Zunehmend erleiden ältere Patienten Acetabulumfrakturen [89]. Da die Bedeutung der Erhaltung von Mobilität im Alter steigt, tritt die operative Versorgung von Acetabulumfrakturen immer mehr in den Vordergrund [23; 40]. Die bisherigen operativen Zugangswege (Kocher-Langenbeck, ilioinguinaler Zugang), die von Judet und Letournel eingeführt wurden [27], sind äußerst invasiv. Dies kann bei den Komorbiditäten des geriatrischen Patientengutes zu Problemen führen. Ein weiteres Problem stellt das Risiko der Schraubenpenetration ins Hüftgelenk dar, welches bei gelenknahen Schrauben als besonders hoch einzuschätzen ist. Um die häufige Protrusion des Femurkopfes von innen abzustützen, finden sich in der Literatur bisher kaum beschriebene, suffiziente Verfahren [11; 43]. Die Modifikation eines bestehenden Implantates sollte hierfür eine Lösung anbieten. Voraussetzung sollte sein, es über den erweiterten Pfannenstielschnitt (Stoppa-Zugang) [5; 22; 23; 24; 35; 53; 64; 87] zu implantieren und die Möglichkeit zu eröffnen eine kombinierte Reposition und Fixation vom Beckeninneren her zu erlauben. Das neue Implantat sollte weiterhin eine frakturnahe Schraubenplatzierung zulassen [72; 78] und eine anatomische Rekonstruktion der Frakturteile [48] aus einer Kombination aus Plattenosteosynthese und Schrauben schaffen.

Nachdem ein Implantat (RepoFix) schrittweise über mehrere Prototypen entwickelt wurde, das die obigen Kriterien erfüllte, wurde es mit der Standardrekonstruktionsplatte (12-Loch-Platte) biomechanisch und statistisch verglichen. An mehreren Messpunkten, unter anderem bei Vollbelastung, zeigte der RepoFix signifikant geringere Dislokationen der Frakturteile als die 12-Loch-Platte.

Eine signifikant höhere Dislokation beim RepoFix, im Vergleich zum Standard, trat in keiner Versuchsreihe auf.

5.1 Diskussion des biomechanischen Testsetups

5.1.1 Verwendete Beckenmodelle

Bisher wurden bei biomechanischen Untersuchungen am Becken meistens anatomisch fixierte (formalin- oder thielfixiert) [41; 57; 58; 71; 77; 91] oder frisch-gefrorene [58; 60; 79; 80] Humanpräparate verwendet. In den letzten Jahren wurden Versuche auch zunehmend an Kunststoffmodellen durchgeführt [9; 21; 33; 78; 84].

Auf den Gebrauch von humanen Becken wurde in unseren Untersuchungen verzichtet. Abgesehen von ethisch-moralischen Gesichtspunkten sind Humanpräparate nach wie vor limitiert. Wenn diese jedoch benutzt werden, sind frisch gefrorene Humanpräparate im Vergleich zu formalin-fixierten Präparaten in biomechanischen Untersuchungen als der Goldstandard anzusehen [3; 83]. Auf frisch gefrorene Humanbecken kann man allerdings noch seltener zurückgreifen als auf formalin-fixierte und zudem ist das Infektionsrisiko deutlich höher. Zusätzlich steht die hohe Zahl der Becken, die man benötigen würde, um signifikante Ergebnisse zu erhalten, in keiner Relation zu den tatsächlich verfügbaren Präparaten.

In unseren Versuchen wurden ausschließlich Kunststoffbecken¹³ verwendet. Auf Grund der vergleichbaren Materialeigenschaften und der einheitlichen Maße konnte eine hohe Reproduzierbarkeit und damit eine hohe Vergleichbarkeit erreicht werden. Trotz der niedrigen Fallzahl (n=10) konnten signifikante Ergebnisse produziert werden.

5.1.2 Frakturmodell

Vor Versuchsbeginn wurde, wie oben beschrieben, eine Schablone aus Hardcast angefertigt. Diese sicherte die Gleichheit und Reproduzierbarkeit jedes einzelnen untersuchten Beckens. Die gewählte Fraktur mit vorderem Pfeiler und hinterer Hemiquerkomponente wird in der Klinik zunehmend häufiger vorgefunden [61]. In der deutschen Multicenter Studie der AG Becken III gehörte der gewählte Frakturtyp zu

¹³ Fa. SYNBONE, Malans, Schweiz, Modell 4060

den fünf häufigsten Frakturen des Acetabulums [61]. Des Weiteren ist es eine der am schwierigsten zu stabilisierenden Acetabulumfrakturen. Bisher gibt es kaum suffiziente Osteosynthesen, welche die Protrusion des Hüftkopfes vom Beckeninneren stabilisieren [10]. Viele der bisherigen biomechanischen Untersuchungen am Acetabulum beschäftigten sich mit Quer- und T-Frakturen und deren Möglichkeit zur operativen Versorgung. Arbeiten von Sawaguchi, Konrath und Shazar stellten jedoch wesentliche Key-Points zur Stabilisierung von Acetabulumfrakturen dar: eine anatomische Rekonstruktion der Gelenkfläche [32] und eine frakturnahe Platzierung von Schrauben oder einer Schrauben-Platten-Kombination [72; 78] sollte möglichst angestrebt werden. Diese Kriterien wurden durch das entwickelte und getestete Implantat erfüllt.

5.1.3 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau war bisher in biomechanischen Arbeiten am Beckenring sehr unterschiedlich. Dahnens verwendete 1984 eine liegende Position für seine Versuche, indem er das Becken am Sakrum an der Unterlage fixierte [14]. Van Zwienen brachte 2004 eine Last von oben auf ein Gestänge, das die beiden Iliumschaulen an zwei Platten zusammendrückte [91]. Er orientierte sich an Arbeiten von Shaw [77], der die Becken auf ein oder beide Tuber ischiadica stellte und die Kraft über den Wirbelkörper L5 einleitete. Die einseitig abgestützten Becken sollten den Einbeinstand simulieren. Er postulierte, dass eine Untersuchung am Einbeinstand eine höhere klinische Relevanz hätte als ein beidseits abgestützter Beckenring [77]. Ähnliche Aufbauten zeigten auch Dujardin und Rubash [16; 69]. Einen wiederum unterschiedlichen Versuchsaufbau benutzte Stocks 1991 für seine Arbeiten [85]. Seine Anordnung brachte das Becken durch eine anteriore Abstützung in eine aufrechte Position. Im Gegensatz zu den meisten anderen Arbeiten wurde hier eine axiale Distraction statt einer Kompression erzeugt. Zusätzlich relativierte er in seiner Arbeit, dass eine Belastung ohne Muskelsimulation die wirkliche Kraft am Becken nicht simulieren könne. Er befestigte deshalb Stahlkabel mit Schrauben an den Muskelansätzen am Ilium und legte einen kontinuierlichen Zug an. Hierbei wählte er den Zug für alle Becken gleich, unabhängig vom Körpergewicht. Da der Aufbau der Untersuchung von Stocks technisch sehr aufwendig war und er eine genaue Kenntnis der resultierenden Muskelkräfte benötigte, wurde er in unserer Arbeit nicht verwendet. Eine weitere Versuchsanordnung ist der Zweibein-Stand. Auch er wurde in mehreren verschiedenen Arbeiten benutzt [6; 72; 79; 80; 93]. Um eine

volle Belastung der frakturierten Beckenhälfte zu erzielen und der eingeleiteten Kraft keinen Abfluss über die contralaterale Seite zu bieten, wurde in der eigenen Arbeit der Ein-Bein-Stand verwendet.

Die Standposition wurde an den Spinae iliacae anteriores und der Symphyse ausgerichtet. Dies entspricht der physiologischen Abkippung des Beckens im Stehen [2]. Der von Stocks empfohlene Muskelzug wurde im eigenen Vorgehen durch Simulation der Abduktoren und des M. quadratus femoris durch zugfeste Kunststoffzügel erreicht. Zusätzlich sicherten sie das Becken vor einer lateralen Abkippung. Der Fixpunkt der Aufhängung der Zügel wurde über dem Trochanter major gewählt. Die Kraffteinleitung fand über den simulierten Femurkopf ins Acetabulum, von dort in den Wirbelkörper und in die Prüfmaschine statt. Diese Art des Versuchsaufbaus wurde, vor allem in den letzten Jahren, von mehreren Autoren genutzt um Versuche am Beckenring durchzuführen [9; 11; 33; 41; 57; 58; 59].

5.1.4 Messsystem

Zur biomechanischen Testung an Becken wurden in der Literatur ganz unterschiedliche Messsysteme verwendet. Shaw zum Beispiel hat 1985 nur eine vertikale Dislokation, jedoch keine Rotationen gemessen. Er benutzte hierfür eine indirekte Methode über eine Messskala am Sakrum [77]. Eine Kombination aus Impedanzwandlern und photographischer Messweise wurde von Rubash 1983 und Stocks 1991 verwendet [69; 85]. Einen berührungsfreien elektro-magnetischen Widerstandswandler, der auf beiden Seiten der Fraktur angebracht war, benutzte 1984 Sawaguchi [72]. Sehr geringe Messungen von unter 1,5mm konnten hier jedoch nur sehr schwer abgeleitet werden. Pohlemann et al. verwendeten in ihren Arbeiten am Beckenring verschiedene Messsysteme. Zum einen setzten sie bei Tests an Sakrumfrakturen ein Potenziometer ein, dessen Messfühler auf beiden Seiten der Fraktur lokalisiert waren [58]. Des Weiteren benutzten sie in einer anderen Untersuchung ein elektro-magnetisches Messsystem, das berührungsfrei sowohl Translationen als auch Rotationen bestimmen konnte. Auf Grund der Frakturnähe der angebrachten Messinstrumente flossen hierbei keinerlei Verformungen im Versuchsaufbau (Bandscheiben, ISG-Fuge, etc.) mit in die Ergebnisse ein [57]. Stöckle setzte 2000 in seinen Versuchen zum schräg dorsalen Beckenfixateur ein ähnliches System ein, das auch auf elektromagnetischer Basis Translationen und Rotationen messen konnte [84], ähnlich wie van Zwiene [92]. Ein Problem dieser

elektromagnetischen Systeme stellen Artefakte dar, hervorgerufen durch andere metallische Objekte in der Umgebung des Versuchsaufbaus.

Um Ungenauigkeiten durch Verformungen des Versuchsaufbaus oder Artefakte zu vermeiden, wurde in den eigenen Versuchen ein berührungsfreies, ultraschallbasiertes Messsystem¹⁴ verwendet. Es benutzt zwei voneinander unabhängige Sensorpaare, die sowohl Translationen als auch Rotationen erfassen können. Zusammen mit der Software¹⁵ konnte das System Koordinaten im 3D-Raum in Bezug zur Zeit wiedergeben. Auf Grund der parallel laufenden Daten¹⁶ der Prüfmaschine¹⁷ konnten diesen Zeitpunkten eine entsprechende Last zugeordnet werden. Einschränkungen im Umgang mit dem System sind zum einen die Größe der Sensorpaare und zum anderen der Abstand (20-150mm), der zwischen den Paaren eingehalten werden muss, ohne dass der „Sichtkontakt“ verloren geht. Das gleiche System wurde auch in anderen Arbeiten zu Beckenringverletzungen ohne Probleme verwendet [9; 11].

5.2 Diskussion der Prototyp-Testung

In den Tests einer Vorläuferstudie [10] konnte herausgearbeitet werden, dass eine flächenhafte Abstützung des getesteten Frakturtyps möglich war. Das Implantat sollte über einen minimalinvasiven Zugang (erweiterter Pfannenstielschnitt nach Stoppa) eingesetzt werden können. Andere Arbeiten von Cole (1994), Zobrist (2002) und Lafflamme (2011) bewiesen, dass minimalinvasive Eingriffe am Acetabulum möglich sind und auch schon klinisch eingesetzt wurden [5; 35; 95]. Da der Zugang jedoch nur einen limitierten Arbeitsraum bietet, sollte die Reposition und gleichzeitige Fixation der Frakturteile möglich sein.

5.2.1 Prototyp A

Die Abstützung der Vorderpfellerfraktur mit hinterer Hemiquerkomponente sollte durch die eingebrachte Fingerplatte geschehen. Der zusätzliche K-Draht erzeugte eine „Bogenspannung“ und wurde zwischen Symphyse und ISG eingespannt. Diese Spannung sollte bewirken, dass die ins Beckeninnere protrudierende quadrilaterale Fläche wieder nach außen gedrückt wird. Der K-Draht wurde benutzt, da die

¹⁴ Fa. Zebris, Isny, CMS70 P

¹⁵ Fa. Zebris, Isny, WinBiomechanics Version 0.1.9

¹⁶ Fa. Zwick, a. a. O, testXpert V8.1

¹⁷ Fa. Zwick, Ulm/Einsingen; Universal-Materialprüfmaschine Nr. 144503

vorhergehenden Testungen [10] zeigten, dass ein Rundprofil die Spannung besser aufbringt als ein Flachprofil. Diese Testungen fanden zudem heraus, dass eine Gegendruckplatte mit M4-Feingewinde zur Erzeugung und Dosierung der Spannung besser geeignet ist als ein Schneckenantrieb [10]. Die Gegendruckplatte mit integriertem Maschennetz wurde mit Minischrauben auf der Rückfläche des oberen Schambeinastes befestigt. Die Rillen der Fingerplatte wurden so tief gewählt, dass eine gute Führung des Drahtes erreicht und ein Herausspringen sicher verhindert werden konnte.

5.2.2 Prototyp B

Die Laststeigerung in diesem Testsetup, im Vergleich zum Prototyp A, schien sich durch die vergrößerte Abstützfläche der Maschenplatte unter der Fingerplatte zu erklären. Die Schwachstelle in diesem Setup war wieder die quadrilaterale Fläche. Trotz der untergeschobenen Maschenplatte schien die Abstützung der Fraktur noch zu gering. Anders als beim Prototyp A musste die Maschenplatte hier sowohl die quadrilaterale Fläche als auch die Fraktur des ventralen Pfeilers stützen. Eine zusätzliche Stabilisierung der Fraktur des ventralen Pfeilers schien notwendig.

5.2.3 Prototyp C

Wie zu erwarten, brachte die zusätzliche Abstützung der Vorderpfeilerfraktur durch die halbe Maschenplatte über dem Pfannendach eine Erhöhung der tolerierten Last. Um noch höhere Lasten zu tolerieren, war sie jedoch zu dünn gewählt. Auch in diesem Versuch kam es zum Ausbrechen der Platte über der quadrilateralen Fläche. Die insgesamt zu kleine Maschenplatte, konnte nicht ausreichend mit Schrauben besetzt werden, um die Fraktur suffizient zu stabilisieren. Eine Verbreiterung der Maschenplatte über die gesamte quadrilaterale Fläche sollte genügend Platz bieten, um Schrauben sicher zu verankern. Die Querstrebe, die bei allen Testreihen gleich platziert ist, trägt bisher den größten Teil der Last. Ohne diese wären die bisher gemessenen Werte nicht möglich.

5.2.4 Prototyp D

Dieses Testsetup erreichte zum ersten Mal eine Last von 1000 N. Auf Grund des erreichten Ergebnisses wurde diese Plattenkonfiguration primär mit der Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte verglichen. Den Stabilitätsgewinn durch eine

breitere Abstützung schienen die zwei V-förmig angeordneten Platten vor der quadrilateralen Fläche zu erzielen.

5.3 Diskussion des biomechanischen Implantatvergleichs

Vergleichstestungen von verschiedenen Plattensystemen oder Schraubenanordnungen bei Acetabulumfrakturen sind selten. Sawaguchi verglich 1984 in Bruchtests Schrauben- und Plattenanordnungen an Querfrakturen. Er postulierte, dass Schrauben in beiden Pfeilern eine signifikant höhere Stabilität erreichen als Schraubenanordnungen in nur einem Pfeiler [72]. Durch kurze, zwei Sekunden andauernde Belastungen von 550N testete Schopfer 1993 Hinterwandfrakturen. Mit einer Frequenz von 0,5 Hz über 60 Sekunden und einer Flexion im Hüftgelenk von 30° und 60° überprüfte er die Festigkeit von Plattenosteosynthesen in Verbindung mit einer Zugschraube [75]. 1994 untersuchte Goulet Hinterwandfrakturen mit verschiedenen Schrauben- und Plattenkombinationen. In seinen Bruchtests wies er nach, dass eine Schrauben-Platten-Kombination signifikant höheren Lasten standhält als eine Schraubenosteosynthese alleine [19]. Ähnliche Belastungsschleifen wie in der vorgelegten Arbeit führte Shazar 1998 in seinen Untersuchungen zu Querfrakturen durch. Er testete ebenfalls Schrauben- und Plattenkombinationen und kam zu dem Schluss, dass eine frakturnahe Platzierung der Schrauben zu einer höheren Stabilität der Osteosynthese führt [78]. 2001 überprüfte Chang an Querfrakturen drei verschiedene Osteosynthesen. Er testete in Bruchtests eine Platte mit Schrauben, Schrauben alleine und eine Schrauben-Draht-Kombination [4]. Culemann benutzte 2009 den gleichen Versuchsaufbau, der in den eigenen Untersuchungen angewendet wurde. Er untersuchte in Belastungsschleifen (bis zur submaximalen Belastung) an Vorderpfeilerfrakturen mit hinterer Hemiquerfraktur verschiedene Platten-Schrauben-Osteosynthesen [11].

In der eigenen Studie wurde primär die Fraktur mittels Schablone hergestellt, damit die Becken vergleichbar und reproduzierbar waren. Der Test erfolgte, wie oben beschrieben, im Einbeinstand und mit einer axialen Belastung in der Universalprüfmaschine¹⁸. Die Becken wurden nacheinander getestet und dabei immer die gleiche Hysterese mit drei Setzzyklen à 400N und einem Belastungszyklus

¹⁸ Fa. Zwick, Ulm/Einsingen; Universal-Materialprüfmaschine Nr. 144503

à 800N angewandt. Anders als bei den Bruchtests wurde hier nur submaximal belastet. Primär wurde der Prototyp D mit der 12-Loch-Platte biomechanisch verglichen. Nach Auswertung der Ergebnisse und Anfertigung der neuen definitiven Platten wurden auch diese mit der 12-Loch-Platte getestet. Zur Auswertung wurden aus den Raumkoordinaten des Messsystems der Schwerpunkt und seine Auslenkung vom Nullpunkt (Startpunkt) berechnet. Dies geschah jeweils für Translations- und Rotationsbewegungen. Aus diesen Daten konnten daraufhin, zur besseren Darstellung, die oben gezeigten Last-Weg-Diagramme angefertigt werden.

5.3.1 Prototyp D – 12-Loch-Platte

Wie oben beschrieben, wurden die Versuche in den meisten anderen Arbeiten mit Bruchtests mit nur einem Lastzyklus durchgeführt [4; 19; 72]. Der daraus berechnete Kurvenverlauf wurde dann weiter analysiert. In der vorliegenden Arbeit vergleichbare Kurvenverläufe produzierte Pohlemann schon 1992 bei einem biomechanischen Vergleich von Implantaten an Sakrumfrakturen [57]. Er beschrieb ein quasi elastisches Verhalten der Frakturteile weit unter der Bruchgrenze und eine Zunahme der Dislokation bis zum Maximum der Belastung. In den Versuchen wurden jeweils vier Schleifen mit 50%, 80%, 100% und 130% Körpergewicht durchgeführt. Culemann beschrieb eben dieses quasi elastische Verhalten in seinen Arbeiten. In seinen Studien hatte er auch drei Setzzyklen weit unter der Bruchgrenze und einen Zyklus mit submaximaler Last durchgeführt [9; 11].

Die in dieser Untersuchung erstellten Last-Weg-Diagramme beschreiben einen charakteristischen Kurvenverlauf für den Versuchshergang. In den ersten drei Zyklen zeigt sich ein quasi elastisches Verhalten in Form von Setzeffekten. An Hand der Last-Weg-Diagramme wurden die Dislokationen der Hauptbewegungsrichtungen weiter untersucht. An der quadrilateralen Fläche war diese, auf Grund der Protrusion des Femurkopfes, in Richtung des Beckeninneren gerichtet. Durch den Druck gegen das Pfannendach war die Hauptbewegungsrichtung der Vorderpfeilerfraktur kranialwärts. Die Rotationen bewegten sich um die Körperlängsachse. Insgesamt zeigten die Becken, die mit der 12-Loch-Platte versorgt wurden, geringere Dislokationen als die mit dem Prototyp D. Da die Ergebnisse aus diesem biomechanischen Vergleich, trotz der guten Ergebnisse aus den Bruchtests, schlechter ausfielen als die der Standardosteosynthese, wurde entschieden, in

Zusammenarbeit mit dem AO-Development-Institut¹⁹ eine neue Platte vor der quadrilateralen Fläche anzufertigen. Diese Platte ersetzte die beiden V-förmigen Platten und sollte durch eine Erhöhung der Steifigkeit zu geringeren Dislokationen führen.

5.3.2 RepoFix – 12-Loch-Platte

Nach Ersatz der beiden V-förmigen Platten durch eine verbreiterte Platte zeigten die Last-Weg-Diagramme insgesamt geringere Dislokationen der Frakturteile beim RepoFix gegenüber der 12-Loch-Platte. Durch die verbreiterte Platte konnten beide Pfeiler überbrückt und mit Schrauben versorgt werden, was zu einer erhöhten Stabilität der Frakturen führte. Dieses Prinzip der fraktur-nahen Schraubenplatzierung in beiden Pfeilern beschrieben schon Sawaguchi 1984 und Shazar 1998 in ihren Studien [72; 78]. Die Kurven zeigten erneut die charakteristischen Verläufe mit anfänglichen Setzeffekten und steigender Dislokation bei submaximaler Belastung. Auch die Hauptdislokationen waren die Gleichen wie die in den Versuchen vom Prototyp D versus 12-Loch-Platte, was zeigt, dass der Versuchsaufbau und die erzeugte Fraktur an den Kunststoffbecken reproduzierbar und vergleichbar waren.

5.4 Diskussion des statistischen Implantatvergleichs

5.4.1 Schwerpunktänderung bei Vollbelastung mit 800 N

Wie oben beschrieben, kam es zu mehreren signifikanten Ergebnissen im Vergleich der drei Osteosynthesen untereinander. Trotz der deutlichen Unterschiede in den Last-Weg-Diagrammen konnten im statistischen Vergleich zwischen 12-Loch-Platte und Prototyp D nur wenige signifikante Ergebnisse erzielt werden. Bei Vollbelastung zeigten nur die Rotation im Winkel γ und die Translation am Messpunkt der quadrilateralen Fläche signifikant geringere Werte an. Nach Ersatz der V-förmig angeordneten Platten durch eine verbreiterte (beide Pfeiler überbrückend) wurde das definitive Implantat (RepoFix) mit dem Standard (12-Loch-Platte) statistisch ausgewertet. Bei Vollbelastung zeigten sich signifikant geringere Translationen sowohl an der Fraktur der quadrilateralen Fläche als auch an der Vorderpfeilerfraktur. Rotationen waren nur im Winkel α am vorderen Pfeiler signifikant geringer. Im statistischen Vergleich zwischen dem RepoFix und dem

¹⁹ R. Matthys, AO-Development – Institut der AO-International, AO Foundation, 7270 Davos, Schweiz

Prototyp D ließ der RepoFix in jeder statistischen Untersuchung bei Vollbelastung signifikant geringere Dislokationen zu als der Prototyp D. Die signifikant besseren Ergebnisse des RepoFix, im Vergleich zu den beiden anderen Osteosynthesen, lassen sich durch die verbreiterte, nun beide Pfeiler überbrückende Platte vor der quadrilateralen Fläche erklären.

5.4.2 Bleibende Schwerpunktänderung nach Versuchsende

Die statistische Auswertung am Versuchsende wurde als Messpunkt ausgewählt, da dieser die bleibende plastische Verformung zwischen den Frakturteilen und der Osteosynthese wiedergibt. Im Vergleich zwischen dem Prototyp D und der 12-Loch-Platte kam es nur zu zwei signifikanten Ergebnissen. Im Winkel γ an der quadrilateralen Fläche ließ die 12-Loch-Platte signifikant geringere Rotationen zu als der Prototyp D. Im Winkel α kam es jedoch zu signifikant geringeren Rotationen bei der Versorgung mit dem Prototyp D als mit der 12-Loch-Platte. Trotz der in den Box-Plots doch sehr großen Unterschiede im Vergleich zwischen dem RepoFix und der 12-Loch-Platte kam es auch hier nur zu zwei signifikanten Unterschieden. Sowohl die Translation als auch die Rotation im Winkel α der Vorderpfeilerfraktur fiel durch die Versorgung mit dem RepoFix signifikant geringer aus als mit der 12-Loch-Platte. Der Vergleich zwischen RepoFix und Prototyp D zeigte deutlich mehr Signifikanzen in den Dislokationen. Am Ende des Versuchs wies der RepoFix bis auf den Winkel α der Fraktur des ventralen Pfeilers in allen untersuchten Merkmalen eine signifikant geringere Dislokation auf als der Prototyp D.

Insgesamt lässt das definitive Repositions-Fixations-Implantat also im Vergleich zu den übrigen getesteten Implantaten sowohl bei Vollbelastung als auch am Versuchsende deutlich weniger Dislokationen zu. Signifikant größere Dislokationen fanden sich in den untersuchten Merkmalen beim RepoFix im Vergleich zu den anderen Implantaten nicht. Die Verankerung von Schrauben in der beide Pfeiler überbrückenden Platte erwies sich als Stabilitätsgewinn. Die besseren Ergebnisse im Vergleich zur 12-Loch-Platte lassen sich sicherlich durch die verbreiterte Abstützung und durch die vermehrte Anzahl von Schrauben erklären, die die Fraktur stabilisieren.

5.5 Fazit und Ausblick

Die Inzidenz der Acetabulumfrakturen steigt. Die operative Versorgung dieser Frakturen mit dem Ziel der anatomischen Rekonstruktion [32] ist in den letzten Jahren ebenfalls angestiegen [56; 61; 89]. Die verbesserte Diagnostik und die einheitliche Klassifikation nach Letournel haben dazu beigetragen, dass dem Patienten eine suffiziente Behandlung angeboten werden kann.

Die Vorderpfeilerfraktur mit hinterer Hemiquerkomponente, die in der biomechanischen Untersuchung dieser Studie benutzt wurde, zählt zu den fünf häufigsten Acetabulumfrakturen derzeit und hat damit eine hohe klinische Relevanz. Die Standardzugänge, die zur operativen Versorgung dieser Fraktur eingesetzt werden, sind invasiv. Vor allem bei älteren Patienten stellen Komorbiditäten weitere Schwierigkeiten dar. Zur Minimierung des OP-Risikos werden immer häufiger auch minimalinvasive Zugänge, wie z.B. der erweiterte Pfannenstielschnitt nach Stoppa (Stoppa-Zugang) eingesetzt [5; 22; 23; 24; 53; 64]. Bisher gibt es kein spezifisches Implantat für diese Art von Zugang. Ziel dieser Arbeit war es, durch Modifikationen ein Implantat zu entwickeln, das speziell über den Stoppa-Zugang implantiert werden kann und auf Grund der limitierten anatomischen Verhältnisse die Schritte der Reposition und Fixation verbindet.

Das finale Implantat (RepoFix) erfüllte die geforderten Versuchsbedingungen. Im biomechanischen Vergleich mit dem sich im klinischen Gebrauch befindlichen Standardimplantat (Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte) war es statistisch vergleichbar und zeigte an einigen Messpunkten sowohl bei Vollbelastung als auch am Versuchsende signifikant geringere Dislokationen. Den entscheidenden Unterschied zwischen den Repositions-Fixations-Implantaten zur Verringerung der Dislokationen schien die verbreiterte Platte vor der quadrilateralen Fläche zu bringen. Durch sie war es möglich, beide Pfeiler mit einer Platte zu überbrücken und die Fraktur so besser zu stabilisieren. Die Arbeiten von Sawaguchi und Shazar [72; 78], die einen Stabilitätsgewinn durch Platten- und Schraubenkombinationen in **beiden** Pfeilern nachwiesen, wurden bestätigt.

Vorteile des RepoFix im Vergleich zur Standard-3,5mm-Beckenrekonstruktionsplatte sind zum einen die in einem Schritt mögliche Reposition und Fixation des Implantats. Zum andern kann eine sichere Platzierung der Schrauben durch eine breite

Abstützung vor der quadrilateralen Fläche ohne großes Risiko der Gelenkpenetration erfolgen. Eine Schwierigkeit bei der Implantation stellt das Feingewinde dar. Es muss sehr vorsichtig und gerade eingebracht werden, da es sonst zu einem Festdrehen des Gewindes oder zu einer Fraktur des oberen Schambeinastes kommen kann (einmalig aufgetreten zu Beginn der Untersuchungen).

Abschließend ist zu sagen, dass mit dem RepoFix durch Modifikation ein Implantat entwickelt wurde, das die Schritte der Reposition und Fixation vereint und über einen minimalinvasiven Stoppa-Zugang eingebracht werden kann. Es zeigt in Relation zum Standard vergleichbare und in einzelnen Messpunkten sogar signifikant bessere Werte.

Eine Erprobung des Implantats in klinischen Studien sollte als nächster Schritt erfolgen. Angesichts der Tatsache, dass alle benutzten Materialien eine CE-Markierung besitzen und damit für den klinischen Bereich schon zugelassen sind, sollte der klinischen Erprobung nichts im Wege stehen.

6 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Os coxae [81]: links Anatomische Strukturen; rechts die drei Teile des Beckens farbig mit der 8er Form	14
Abb. 2: Ventrale Ansicht des Beckens mit Bändern [81]	16
Abb. 3: Dorsale Ansicht der Beckens mit Bändern [81].....	17
Abb. 4: Nerven im Bereich des Beckens [81]; ventrale Ansicht links; dorsale Ansicht rechts	18
Abb. 5: Gefäße des Beckens mit Seitenarmen [81].....	19
Abb. 6: Muskelansätze und -ursprünge des Hüftgelenkes; links ventrale Ansicht; rechts dorsale Ansicht [81].....	21
Abb. 7: Zwei-Pfeiler-System am rechten Os coxae nach Letournel	22
Abb. 8: Röntgen Beckenübersicht ap [10].....	26
Abb. 9: Kennlinien Beckenübersicht ap; links schematische, rechts radiologische Darstellung [90].....	27
Abb. 10: Kennlinien der Ala-Projektion; links schematische, rechts radiologische Darstellung [90].....	28
Abb. 11: Kennlinien der Obturator-Projektion; links schematische, rechts radiologische Darstellung [90].....	29
Abb. 12: Computertomographische 3D-Rekonstruktion eines Beckens mit Acetabulumfraktur	30
Abb. 13: Frakturklassifikation nach Letournel und Judet [38].....	31
Abb. 14: AO Klassifikation der Acetabulumfrakturen [55].....	33
Abb. 15: Pfannendachmessung nach Matta [47].....	34
Abb. 16: Kocher-Langenbeck-Zugang [48].....	36
Abb. 17: Mercati- (oder Trochanteric-) Flip [73].....	36
Abb. 18: Ilioinguinaler Zugang [48].....	37
Abb. 19: Ilioinguinaler Zugang mit den einzelnen Fenstern [29].....	37
Abb. 20: Iliofemorale Zugang [48]	38
Abb. 21: Maryland-Zugang [65].....	38
Abb. 22: Stoppa-Zugang [5]	39
Abb. 23: Anfertigung einer Scotchcast Schablone, Einzeichnen der Frakturlinien und Schnitt anhand der eingezeichneten Linien	41
Abb. 24: Testsetup des Biomechaniklabors	42

Abb. 25: Einbeinstandmodell in standardisiertem Aufbau; Links: Ansicht von ventral, Mitte: Ansicht von dorsal, Rechts: Trochanterdetailansicht.....	42
Abb. 26: Zebrissystem CMS 70 P mit Ultraschallmikrofon (dunkelgrau) und –sensor (hellgrau) (links) [76] und Kreuztischmessung (rechts).....	43
Abb. 27: Messsystem: Links für ventralen Pfeiler; rechts für quadrilaterale Fläche...	44
Abb. 28: Koordinatensystem für die Fraktur des vorderen Pfeilers	45
Abb. 29: Koordinatensystem für die Fraktur der quadrilateralen Fläche.....	46
Abb. 30: Standard - 3,5mm Beckenrekonstruktionsplatte (12-Loch); Schraubenanordnung (links); Platzierung der Platte am Kunststoffbecken (rechts).....	47
Abb. 31: Werkteile der Prototypen A-D	48
Abb. 32: Prototyp A mit Werkteilen.....	48
Abb. 33: Prototyp B (nach Beendigung der Messung)	49
Abb. 34: Prototyp C (nach Beendigung der Messung)	49
Abb. 35: Prototyp D	50
Abb. 36: Definitives Repositions-Fixations-Implantat (RepoFix) (links), Werkteile des RepoFix mit neuer Platte (umrandet) (rechts).....	52
Abb. 37: Beispiel für ein Last-Weg-Diagramm	53
Abb. 38: Last-Weg-Diagramm für die Schwerpunktänderung an der Fraktur der quadrilateralen Fläche für Prototyp D und 12-Loch-Platte	55
Abb. 39: Last-Weg-Diagramm für die Schwerpunktänderung an der Fraktur des vorderen Pfeilers für Prototyp D und 12-Loch-Platte.....	56
Abb. 40: Last-Weg-Diagramm für die Schwerpunktänderung an der Fraktur der quadrilateralen Fläche für RepoFix und 12-Loch-Platte	57
Abb. 41: Last-Weg-Diagramm für die Schwerpunktänderung an der Fraktur des vorderen Pfeilers für RepoFix und 12-Loch-Platte	58
Abb. 42: Statistische Auswertung der Translation aller Implantate an der quadrilateralen Fläche bei Vollbelastung	59
Abb. 43: Statistische Auswertung der Rotation im Winkel γ aller Implantate an der quadrilateralen Fläche bei Vollbelastung	60
Abb. 44: Statistische Auswertung der Translation aller Implantate an der Fraktur des vorderen Pfeilers bei Vollbelastung.....	61
Abb. 45: Statistische Auswertung der Rotation im Winkel α aller Implantate an der Fraktur des vorderen Pfeilers bei Vollbelastung.....	61

Abb. 46: Statistische Auswertung der Rotation im Winkel β aller Implantate an der Fraktur des vorderen Pfeilers bei Vollbelastung.....	62
Abb. 47: Statistische Auswertung der Translation aller Implantate an der quadrilateralen Fläche nach Versuchsende	63
Abb. 48: Statistische Auswertung der Rotation im Winkel γ aller Implantate an der quadrilateralen Fläche nach Versuchsende	63
Abb. 49: Statistische Auswertung der Translation aller Implantate an der Fraktur des vorderen Pfeilers nach Versuchsende	64
Abb. 50: Statistische Auswertung der Rotation im Winkel α aller Implantate an der Fraktur des vorderen Pfeilers nach Versuchsende	65
Abb. 51: Statistische Auswertung der Rotation im Winkel β aller Implantate an der Fraktur des vorderen Pfeilers nach Versuchsende	65
Abb. 52: Werkzeuge zur Implantation des RepoFix und des Prototyps D.....	66
Abb. 53: OP Technik: Reposition der einzelnen Frakturteile.....	67
Abb. 54: OP Technik: Reposition der Frakturteile gegeneinander	67
Abb. 55: OP Technik: Fixation der Frakturteile.....	68

7 Anhang

7.1 Man-Whitney-U-Test zur statistischen Untersuchung

7.1.1 Vergleich Prototyp D-12-Loch-Platte

Mann-Whitney U-Test (Tabelle1 in Statistica Tabelle Prototyp D 12-Loch)										
Nach Var.: 1=Prototyp D, 2=12-Loch										
Markierte Tests signifikant ab $p < ,05000$										
Variable	Rgsumme Gruppe1	Rgsumme Gruppe2	U	Z	p-Wert	Z korr.	p-Wert	Gült. N Gruppe1	Gült. N Gruppe2	2* eins. exakt p
Dxyz QLP 3. 400	115,0000	95,0000	40,00000	0,71813	0,472676	0,71813	0,472676	10	10	0,481251
Dxyz VP 3. 400	102,0000	69,0000	24,00000	1,41283	0,157705	1,41283	0,157705	9	9	0,161497
Dxyz QLP 800 max	119,0000	52,0000	16,00000	2,08803	0,036796	2,08803	0,036796	10	8	0,034279
Dxyz VP 800 max	98,0000	55,0000	19,00000	1,58771	0,112352	1,58771	0,112352	9	8	0,113945
Dxyz QLP 400 nach max	115,0000	56,0000	20,00000	1,73262	0,083164	1,73262	0,083164	10	8	0,083139
Dxyz VP 400 nach max	101,0000	52,0000	16,00000	1,87639	0,060603	1,87639	0,060603	9	8	0,059235
Dxyz QLP 50 Ende	104,0000	67,0000	31,00000	0,75524	0,450103	0,75524	0,450103	10	8	0,459756
Dxyz VP 50 Ende	92,0000	61,0000	25,00000	1,01036	0,312322	1,01036	0,312322	9	8	0,321267
Winkel Z QLP 3. 400	61,5000	148,5000	6,50000	-3,25049	0,001152	-3,25908	0,001118	10	10	0,000325
Winkel Z QLP 800 max	60,5000	110,5000	5,50000	-3,02098	0,002520	-3,02410	0,002494	10	8	0,000868
Winkel Z QLP 400 nach max	65,0000	106,0000	10,00000	-2,62114	0,008764	-2,62793	0,008591	10	8	0,006216
Winkel Z QLP 50 Ende	67,5000	103,5000	15,00000	-2,39901	0,016440	-2,41401	0,015779	10	8	0,011655
Winkel X VP 3. 400	82,5000	88,5000	37,50000	-0,22076	0,825283	-0,22237	0,824028	9	9	0,796174
Winkel X VP 800 max	77,5000	75,5000	32,50000	-0,28868	0,772830	-0,28921	0,772423	9	8	0,742986
Winkel X VP 400 nach max	72,5000	80,5000	27,50000	-0,76980	0,441419	-0,77456	0,438600	9	8	0,423447
Winkel X VP 50 Ende	60,0000	93,0000	15,00000	-1,97261	0,048540	-1,99850	0,045664	9	8	0,046401
Winkel Y VP 3. 400	70,5000	100,5000	25,50000	-1,28038	0,200412	-1,29041	0,196910	9	9	0,190251
Winkel Y VP 800 max	64,0000	89,0000	19,00000	-1,58771	0,112352	-1,58771	0,112352	9	8	0,113945
Winkel Y VP 400 nach max	61,0000	92,0000	16,00000	-1,87639	0,060603	-1,87985	0,060130	9	8	0,059235
Winkel Y VP 50 Ende	67,5000	85,5000	22,50000	-1,25093	0,210963	-1,26416	0,206172	9	8	0,199589

Tab. 1: Man-Whitney-U-Test für den Vergleich von Prototyp D vs. 12-Loch-Platte

Winkel X = Winkel α Winkel Y = Winkel β Winkel Z = Winkel γ

7.1.2 Vergleich RepoFix-12-Loch-Platte

Mann-Whitney U-Test (Tabelle1 in Statistica Tabelle RepoFix 12-Loch)										
Nach Var.: 1=RepoFix, 2=12-Loch										
Markierte Tests signifikant ab $p < ,05000$										
Variable	Rgsumme Gruppe1	Rgsumme Gruppe2	U	Z	p-Wert	Z korr.	p-Wert	Gült. N Gruppe1	Gült. N Gruppe2	2* eins. exakt p
Dxyz QLP 3. 400	76,0000	134,0000	21,00000	-2,15440	0,031210	-2,15440	0,031210	10	10	0,028806
Dxyz VP 3. 400	76,0000	114,0000	21,00000	-1,91877	0,055015	-1,91877	0,055015	10	9	0,053476
Dxyz QLP 800 max	61,0000	110,0000	6,00000	-2,97655	0,002915	-2,97655	0,002915	10	8	0,001371
Dxyz VP 800 max	69,0000	102,0000	14,00000	-2,26573	0,023468	-2,26573	0,023468	10	8	0,020522
Dxyz QLP 400 nach max	70,0000	101,0000	15,00000	-2,17688	0,029490	-2,17688	0,029490	10	8	0,026647
Dxyz VP 400 nach max	79,0000	92,0000	24,00000	-1,37721	0,168448	-1,37721	0,168448	10	8	0,172814
Dxyz QLP 50 Ende	75,0000	96,0000	20,00000	-1,73262	0,083164	-1,73262	0,083164	10	8	0,083139
Dxyz VP 50 Ende	62,0000	109,0000	7,00000	-2,88770	0,003881	-2,88770	0,003881	10	8	0,002057
Winkel Z QLP 3. 400	116,0000	94,0000	39,00000	0,79373	0,427356	0,79885	0,424380	10	10	0,435872
Winkel Z QLP 800 max	101,5000	69,5000	33,50000	0,53311	0,593955	0,53477	0,592808	10	8	0,572604
Winkel Z QLP 400 nach max	102,0000	69,0000	33,00000	0,57754	0,563575	0,58514	0,558456	10	8	0,572604
Winkel Z QLP 50 Ende	102,5000	68,5000	32,50000	0,62197	0,533964	0,62849	0,529686	10	8	0,514786
Winkel X VP 3. 400	69,5000	120,5000	14,50000	-2,44949	0,014306	-2,48461	0,012970	10	9	0,010132
Winkel X VP 800 max	65,0000	106,0000	10,00000	-2,62114	0,008764	-2,64029	0,008284	10	8	0,006216
Winkel X VP 400 nach max	58,5000	112,5000	3,50000	-3,19868	0,001381	-3,21868	0,001288	10	8	0,000320
Winkel X VP 50 Ende	57,5000	113,5000	2,50000	-3,28754	0,001011	-3,31676	0,000911	10	8	0,000183
Winkel Y VP 3. 400	108,0000	82,0000	37,00000	0,61237	0,540292	0,62341	0,533018	10	9	0,548962
Winkel Y VP 800 max	100,5000	70,5000	34,50000	0,44426	0,656854	0,44495	0,656355	10	8	0,633438
Winkel Y VP 400 nach max	103,5000	67,5000	31,50000	0,71082	0,477197	0,71303	0,475828	10	8	0,459756
Winkel Y VP 50 Ende	113,5000	57,5000	21,50000	1,59934	0,109746	1,62038	0,105151	10	8	0,101102

Tab. 2: Man-Whitney-U-Test für den Vergleich von RepoFix vs. 12-Loch-Platte

Winkel X = Winkel α Winkel Y = Winkel β Winkel Z = Winkel γ

7.1.3 Vergleich RepoFix-Prototyp D

Mann-Whitney U-Test (Tabelle1 in Statistica Tabelle Repofix Prototyp D)										
Nach Var.: 1=RepoFix, 2=Prototyp D										
Markierte Tests signifikant ab $p < ,05000$										
Variable	Rgsumme Gruppe1	Rgsumme Gruppe2	U	Z	p-Wert	Z korr.	p-Wert	Gült. N Gruppe1	Gült. N Gruppe2	2* exakt p
Dxyz QLP 3. 400	65,0000	145,0000	10,0000	-2,98592	0,002827	-2,98592	0,002827	10	10	0,001505
Dxyz VP 3. 400	70,0000	120,0000	15,0000	-2,40866	0,016012	-2,40866	0,016012	10	9	0,013272
Dxyz QLP 800 max	59,0000	151,0000	4,0000	-3,43948	0,000583	-3,43948	0,000583	10	10	0,000130
Dxyz VP 800 max	66,0000	124,0000	11,0000	-2,73526	0,006233	-2,73526	0,006233	10	9	0,004135
Dxyz QLP 400 nach max	64,0000	146,0000	9,0000	-3,06151	0,002202	-3,06151	0,002202	10	10	0,001050
Dxyz VP 400 nach max	64,0000	126,0000	9,0000	-2,89856	0,003749	-2,89856	0,003749	10	9	0,002100
Dxyz QLP 50 Ende	69,0000	141,0000	14,0000	-2,68355	0,007285	-2,68355	0,007285	10	10	0,005196
Dxyz VP 50 Ende	66,0000	124,0000	11,0000	-2,73526	0,006233	-2,73526	0,006233	10	9	0,004135
Winkel Z QLP 3. 400	153,0000	57,0000	2,0000	3,59066	0,000330	3,60560	0,000311	10	10	0,000043
Winkel Z QLP 800 max	153,0000	57,0000	2,0000	3,59066	0,000330	3,59879	0,000320	10	10	0,000043
Winkel Z QLP 400 nach max	153,0000	57,0000	2,0000	3,59066	0,000330	3,60697	0,000310	10	10	0,000043
Winkel Z QLP 50 Ende	151,0000	59,0000	4,0000	3,43948	0,000583	3,46167	0,000537	10	10	0,000130
Winkel X VP 3. 400	67,5000	122,5000	12,5000	-2,61279	0,008981	-2,63249	0,008477	10	9	0,005672
Winkel X VP 800 max	71,5000	118,5000	16,5000	-2,28619	0,022244	-2,29122	0,021951	10	9	0,017212
Winkel X VP 400 nach max	74,0000	116,0000	19,0000	-2,08207	0,037337	-2,09311	0,036340	10	9	0,034987
Winkel X VP 50 Ende	84,0000	106,0000	29,0000	-1,26557	0,205668	-1,28083	0,200255	10	9	0,211024
Winkel Y VP 3. 400	123,5000	66,5000	21,5000	1,87794	0,060390	1,89210	0,058478	10	9	0,053476
Winkel Y VP 800 max	129,0000	61,0000	16,0000	2,32702	0,019965	2,32906	0,019857	10	9	0,017212
Winkel Y VP 400 nach max	132,0000	58,0000	13,0000	2,57196	0,010113	2,57649	0,009981	10	9	0,007621
Winkel Y VP 50 Ende	131,5000	58,5000	13,5000	2,53114	0,011370	2,55136	0,010731	10	9	0,007621

Tab. 3: Man-Whitney-U-Test für den Vergleich von RepoFix vs. Prototyp D

Winkel X = Winkel α

Winkel Y = Winkel β

Winkel Z = Winkel γ

8 Literaturverzeichnis

- [1] Anglen JO, Burd TA, Hendricks KJ, Harrison P (2003). *The "Gull Sign": A harbinger of failure for internal fixation of geriatric acetabular fractures*. J Orthop Trauma 17: 625-634.
- [2] Aspden RM, Rudman KE, Meakin JR (2006). *A mechanism for balancing the human body on the hips*. J Biomech 39: 1757-1759.
- [3] Burkhart KJ, Nowak TE, Blum J, Kuhn S, Welker M, Sternstein W, Mueller LP, Rommens PM (2010). *Influence of formalin fixation on the biomechanical properties of human diaphyseal bone*. Biomed Tech (Berl) 55: 361-365.
- [4] Chang JK, Gill SS, Zura RD, Krause WR, Wang GJ (2001). *Comparative strength of three methods of fixation of transverse acetabular fractures*. Clin Orthop Relat Res: 433-441.
- [5] Cole JD, Bolhofner BR (1994). *Acetabular fracture fixation via a modified Stoppa limited intrapelvic approach. Description of operative technique and preliminary treatment results*. Clin Orthop Relat Res: 112-123.
- [6] Comstock CP, van der Meulen MC, Goodman SB (1996). *Biomechanical comparison of posterior internal fixation techniques for unstable pelvic fractures*. J Orthop Trauma 10: 517-522.
- [7] Crowninshield RD, Johnston RC, Andrews JG, Brand RA (1978). *A biomechanical investigation of the human hip*. J Biomech 11: 75-85.
- [8] Culemann U, Tosounidis G, Pohlemann T (2005). *Fractures of the acetabulum--treatment strategies and actual diagnostics*. Zentralbl Chir 130: W58-71.
- [9] Culemann U, Seelig M, Lange U, Gansslen A, Tosounidis G, Pohlemann T (2007). *Biomechanical comparison of different stabilisation devices for transforaminal sacral fracture. Is an interlocking device advantageous?* Unfallchirurg 110: 528-536.
- [10] Culemann U (2007), *Ein neues, kombiniertes Repositions - Fixations - Implantat zur Stabilisierung der typischen Azetabulumfraktur im Alter; Klinische Grundlagen, Entwicklung und biomechanische Testung*. Habilitationsschrift, Medizinische Fakultät der Universität des Saarlandes: 159 S.
- [11] Culemann U, Holstein JH, Kohler D, Tzioupis CC, Pizanis A, Tosounidis G, Burkhardt M, Pohlemann T (2009). *Different stabilisation techniques for typical acetabular fractures in the elderly-A biomechanical assessment*. Injury 41: 405-410.
- [12] Culemann U, Holstein JH, Matthys R, Tosounidis G, Garcia P, Pohlemann T (2009). *Ein kombiniertes Repositions-Fixations-Implantat für Azetabulumfrakturen – biomechanische Untersuchung und Analyse der Ergebnisse*. Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie. Berlin, gms.
- [13] Culemann U, Scola A, Tosounidis G, Pohlemann T, Gebhard F (2010). *Versorgungskonzept der Beckenringverletzung des alten Patienten. Eine Herausforderung*. Der Unfallchirurg 113: 258-271.

- [14] Dahners LE, Jacobs RR, Jayaraman G, Cepulo AJ (1984). *A study of external skeletal fixation systems for unstable pelvic fractures*. J Trauma 24: 876-881.
- [15] Darmanis S, Lewis A, Mansoor A, Bircher M (2007). *Corona mortis: an anatomical study with clinical implications in approaches to the pelvis and acetabulum*. Clin Anat 20: 433-439.
- [16] Dujardin FH, Roussignol X, Hossenbaccus M, Thomine JM (2002). *Experimental study of the sacroiliac joint micromotion in pelvic disruption*. J Orthop Trauma 16: 99-103.
- [17] Fenzl G, Fischer G, Galle P (1990). *Acetabular fractures--surgical versus conservative treatment*. Unfallchirurgie 16: 230-235.
- [18] Gibson A (1950). *Posterior exposure of the hip joint*. J Bone Joint Surg Br 32-B: 183-186.
- [19] Goulet JA, Rouleau JP, Mason DJ, Goldstein SA (1994). *Comminuted fractures of the posterior wall of the acetabulum. A biomechanical evaluation of fixation methods*. J Bone Joint Surg Am 76: 1457-1463.
- [20] Harnroongroj T (1998). *The role of the anterior column of the acetabulum on pelvic stability: a biomechanical study*. Injury 29: 293-296.
- [21] Haug RH, Peterson GP, Goltz M (2002). *A biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques*. J Oral Maxillofac Surg 60: 73-80; discussion 80-71.
- [22] Helfet DL, Borrelli J, Jr., DiPasquale T, Sanders R (1992). *Stabilization of acetabular fractures in elderly patients*. J Bone Joint Surg Am 74: 753-765.
- [23] Hessmann MH, Nijs S, Rommens PM (2002). *Acetabular fractures in the elderly. Results of a sophisticated treatment concept*. Unfallchirurg 105: 893-900.
- [24] Hirvensalo E, Lindahl J, Bostman O (1993). *A new approach to the internal fixation of unstable pelvic fractures*. Clin Orthop Relat Res: 28-32.
- [25] Hoellen IP, Mentzel M, Bischoff M, Kinzl L (1997). *Acetabular fractures in elderly persons. Primary endoprosthetic treatment*. Orthopäde 26: 348-353.
- [26] Inman VT (1947). *Functional Aspects of the Abductor Muscles of the Hip*. Journal of Bone and Joint Surgery 29: 607-619.
- [27] Judet R, Judet J, Letournel E (1964). *Fractures of the Acetabulum*. Acta Orthop Belg 30: 285-293.
- [28] Judet RaL, Letournel, E. (1973). *Surgical Management of Fractures of the Acetabulum*. In: R. G. Tronzo, Surgery of the hip joint. 1st, Lea & Febiger, Philadelphia, 472-505.
- [29] Karunakar MA, Le TT, Bosse MJ (2004). *The modified ilioinguinal approach*. J Orthop Trauma 18: 379-383.
- [30] Knight RA, Smith H (1958). *Central fractures of the acetabulum*. J Bone Joint Surg Am 40-A: 1-16.

- [31] Kocher ET (1907). *Chirurgische Operationslehre*. 5. vielfach umgearb. Aufl.. Jena, Fischer.
- [32] Konrath GA, Hamel AJ, Sharkey NA, Bay BK, Olson SA (1998). *Biomechanical consequences of anterior column fracture of the acetabulum*. J Orthop Trauma 12: 547-552.
- [33] Kraus E, Schlickewei W, Cordey J, Wahl D, Kuner EH, Perren SM (1998). *Method for measuring the comparative stability of osteosynthesis in the dorsal pelvic ring*. Unfallchirurgie 24: 25-31.
- [34] Krueger P, Hartge S, Euler E, Schweiberer L (1989). *Changes and progress in surgical treatment of fractures of the pelvic ring and acetabulum*. Orthopäde 18: 171-179.
- [35] Laflamme GY, Hebert-Davies J, Rouleau D, Benoit B, Leduc S (2011). *Internal fixation of osteopenic acetabular fractures involving the quadrilateral plate*. Injury 42: 1130-1134.
- [36] Langenbeck Bv (1874). *Über Die Schussverletzungen Des Hüftgelenkes*. Arch Klin Chir 16: 263.
- [37] Letournel E (1961). *Fractures of the cotyloid cavity, study of a series of 75 cases*. J Chronic Dis 82: 47-87.
- [38] Letournel E (1980). *Acetabulum fractures: Classification and Management*. Clin Orthop Relat Res: 81-106.
- [39] Letournel E (1984). *Results of surgical treatment of acetabular fractures*. Acta Orthop Belg 50: 423-433.
- [40] Letournel E (1993). *The treatment of acetabular fractures through the ilioinguinal approach*. Clin Orthop Relat Res: 62-76.
- [41] MacAvoy MC, McClellan RT, Goodman SB, Chien CR, Allen WA, van der Meulen MC (1997). *Stability of open-book pelvic fractures using a new biomechanical model of single-limb stance*. J Orthop Trauma 11: 590-593.
- [42] Magu NK, Rohilla R, Arora S, More H (2011). *Modified Kocher-Langenbeck approach for the stabilization of posterior wall fractures of the acetabulum*. J Orthop Trauma 25: 243-249.
- [43] Mast J, Jakob R, Ganz R (1989). *Planning and reduction technique in fracture surgery*. Berlin [u.a.], Springer.
- [44] Matta JM, Anderson LM, Epstein HC, Hendricks P (1986). *Fractures of the acetabulum. A retrospective analysis*. Clin Orthop Relat Res: 230-240.
- [45] Matta JM, Letournel E, Browner BD (1986). *Surgical management of acetabular fractures*. Instr Course Lect 35: 382-397.
- [46] Matta JM, Merritt PO (1988). *Displaced acetabular fractures*. Clin Orthop Relat Res: 83-97.
- [47] Matta JM (1994). *Operative treatment of acetabular fractures through the ilioinguinal approach. A 10-year perspective*. Clin Orthop Relat Res: 10-19.

- [48] Matta JM (1996). *Fractures of the acetabulum: accuracy of reduction and clinical results in patients managed operatively within three weeks after the injury*. J Bone Joint Surg Am 78: 1632-1645.
- [49] McLeish RD, Charnley J (1970). *Abduction forces in the one-legged stance*. J Biomech 3: 191-209.
- [50] Mears DC (1999). *Surgical treatment of acetabular fractures in elderly patients with osteoporotic bone*. J Am Acad Orthop Surg 7: 128-141.
- [51] Mercati E, Guary A, Myquel C, Bourgeon A (1972). *A postero-external approach to the hip joint. Value of the formation of a digastric muscle*. J Chir (Paris) 103: 499-504.
- [52] Moll K-J, Moll M (2000). *Anatomie Kurzlehrbuch*. 16., überarb. Aufl.. München [u.a.], Urban und Fischer.
- [53] Mouhsine E, Garofalo R, Borens O, Blanc CH, Wettstein M, Leyvraz PF (2004). *Cable fixation and early total hip arthroplasty in the treatment of acetabular fractures in elderly patients*. J Arthroplasty 19: 344-348.
- [54] Mousavi M, Pajenda G, Kolonja A, Seitz H, Vecsei V (1999). *Acetabular fractures: operative management and long term results*. Wien Klin Wochenschr 111: 70-75.
- [55] Müller ME (1992). *Manual der Osteosynthese : AO-Technik*. 3., erw. und völlig überarb. Aufl.. Berlin {[u.a.]}, Springer.
- [56] Ochs BG, Marintschev I, Hoyer H, Rolauffs B, Culemann U, Pohlemann T, Stuby FM (2010). *Changes in the treatment of acetabular fractures over 15 years: Analysis of 1266 cases treated by the German Pelvic Multicentre Study Group (DAO/DGU)*. Injury 41: 839-851.
- [57] Pohlemann T, Culemann U, Tscherne H (1992). *Comparative biomechanical studies of internal stabilization of trans-foraminal sacrum fractures*. Orthopäde 21: 413-421.
- [58] Pohlemann T, Angst M, Schneider E, Ganz R, Tscherne H (1993). *Fixation of transforaminal sacrum fractures: a biomechanical study*. J Orthop Trauma 7: 107-117.
- [59] Pohlemann T, Krettek C, Hoffmann R, Culemann U, Gansslen A (1994). *Biomechanical comparison of various emergency stabilization measures of the pelvic ring*. Unfallchirurg 97: 503-510.
- [60] Pohlemann T, Gansslen A, Tscherne H (2000). *Die Sakrumfraktur*. Der Unfallchirurg 103: 769-786.
- [61] Pohlemann T, Tosounidis G, Bircher M, Giannoudis P, Culemann U (2007). *The German Multicentre Pelvis Registry: a template for an European Expert Network?* Injury 38: 416-423.
- [62] Pohlemann T, Culemann U (2007). *Summary of controversial debates during the 5th "Homburg Pelvic Course" 13-15 September 2006*. Injury 38: 424-430.
- [63] Pritchett JW, Bortel DT (1991). *Total hip replacement after central fracture dislocation of the acetabulum*. Orthop Rev 20: 607-610.

- [64] Qureshi AA, Archdeacon MT, Jenkins MA, Infante A, DiPasquale T, Bolhofner BR (2004). *Infrapectineal plating for acetabular fractures: a technical adjunct to internal fixation*. J Orthop Trauma 18: 175-178.
- [65] Reinert CM, Bosse MJ, Poka A, Schacherer T, Brumback RJ, Burgess AR (1988). *A modified extensile exposure for the treatment of complex or malunited acetabular fractures*. J Bone Joint Surg Am 70: 329-337.
- [66] Richter H, Hutson JJ, Zych G (2004). *The use of spring plates in the internal fixation of acetabular fractures*. J Orthop Trauma 18: 179-181.
- [67] Rommens PM, Broos PL, Vanderschot P (1997). *Preparation and technique for surgical treatment of 225 acetabulum fractures. 2 year results of 175 cases*. Unfallchirurg 100: 338-348.
- [68] Rouvière H (1940). *Anatomie humaine descriptive et topographique*. Paris, Masson.
- [69] Rubash HE, Brown TD, Nelson DD, Mears DC (1983). *Comparative mechanical performances of some new devices for fixation of unstable pelvic ring fractures*. Med Biol Eng Comput 21: 657-663.
- [70] Russell GV, Jr., Nork SE, Chip Routt ML, Jr. (2001). *Perioperative complications associated with operative treatment of acetabular fractures*. J Trauma 51: 1098-1103.
- [71] Sagi HC, Ordway NR, DiPasquale T (2004). *Biomechanical analysis of fixation for vertically unstable sacroiliac dislocations with iliosacral screws and symphyseal plating*. Journal of orthopaedic trauma 18: 138-143.
- [72] Sawaguchi T, Brown TD, Rubash HE, Mears DC (1984). *Stability of acetabular fractures after internal fixation. A cadaveric study*. Acta Orthop Scand 55: 601-605.
- [73] Schneeberger AG, Murphy SB, Ganz R (1997). *The trochanteric flip osteotomy*. Oper Orthop Traumatol 9: 1-15.
- [74] Schofer M, Hunger N, Kortmann H-R (2003). *Konservative Therapie der Azetabulumfraktur mit zentraler Hüftluxation*. Trauma Berufskrankh 5: 92-100.
- [75] Schopfer A, DiAngelo D, Hearn T, Powell J, Tile M (1994). *Biomechanical comparison of methods of fixation of isolated osteotomies of the posterior acetabular column*. Int Orthop 18: 96-101.
- [76] Seelig MA (2006), *Vergleichende biomechanische Untersuchung zur internen Stabilisierung der transforaminalen Sakrumfraktur: Ist eine winkelstabile Plattenosteosynthese vorteilhaft?* Dissertationsschrift, Universität des Saarlandes: 138.
- [77] Shaw JA, Mino DE, Werner FW, Murray DG (1985). *Posterior stabilization of pelvic fractures by use of threaded compression rods. Case reports and mechanical testing*. Clin Orthop Relat Res: 240-254.
- [78] Shazar N, Brumback RJ, Novak VP, Belkoff SM (1998). *Biomechanical evaluation of transverse acetabular fracture fixation*. Clin Orthop Relat Res: 215-222.
- [79] Simonian PT, Routt C, Jr., Harrington RM, Tencer AF (1996). *Internal fixation for the transforaminal sacral fracture*. Clin Orthop Relat Res: 202-209.

- [80] Simonian PT, Routt ML, Jr., Harrington RM, Tencer AF (1994). *Internal fixation of the unstable anterior pelvic ring: a biomechanical comparison of standard plating techniques and the retrograde medullary superior pubic ramus screw*. J Orthop Trauma 8: 476-482.
- [81] Sobotta J, Putz R (2007). *Anatomie des Menschen : der komplette Atlas in einem Band ; allgemeine Anatomie, Bewegungsapparat, innere Organe, Neuroanatomie ; Online-Zugang + interaktive Extras*. 22., neu bearb. Aufl.. München [u.a.], Elsevier, Urban und Fischer.
- [82] Stannard JP, Riley RS, McClenney MD, Lopez-Ben RR, Volgas DA, Alonso JE (2001). *Mechanical prophylaxis against deep-vein thrombosis after pelvic and acetabular fractures*. J Bone Joint Surg Am 83-A: 1047-1051.
- [83] Stefan U, Michael B, Werner S (2010). *Effects of three different preservation methods on the mechanical properties of human and bovine cortical bone*. Bone 47: 1048-1053.
- [84] Stöckle U, Going T, König B, Haase N, Duda G, Haas NP (2000). *Dorsal oblique pelvic fixator: development and biomechanical testing*. Unfallchirurg 103: 618-625.
- [85] Stocks GW, Gabel GT, Noble PC, Hanson GW, Tullos HS (1991). *Anterior and posterior internal fixation of vertical shear fractures of the pelvis*. J Orthop Res 9: 237-245.
- [86] Stoppa R, Warlaumont C, Chantriaux JF (1984). *Prosthetic surgical treatment of inguinal hernias. Parietalization of the spermatic cord*. Presse Med 13: 2317-2318.
- [87] Stoppa RE, Rives JL, Warlaumont CR, Palot JP, Verhaeghe PJ, Delattre JF (1984). *The use of Dacron in the repair of hernias of the groin*. The Surgical clinics of North America 64: 269-285.
- [88] Tile M (1997). *Pelvis and acetabulum*. Berlin [u.a.], Springer.
- [89] Tosounidis G, Culemann U, Bauer M, Holstein JH, Garcia P, Kurowski R, Pizanis A, Aghayev E, Pohlemann T (2011). *Osteosynthese bei Acetabulumfrakturen im Alter. Ist eine Rekonstruktion sinnvoll?* Unfallchirurg 114: 655-662.
- [90] Tscherne H, Baumgärtel F (1998). *Becken und Acetabulum*. Berlin [u.a.], Springer.
- [91] van Zwienen CM, van den Bosch EW, Snijders CJ, Kleinrensink GJ, van Vugt AB (2004). *Biomechanical comparison of sacroiliac screw techniques for unstable pelvic ring fractures*. J Orthop Trauma 18: 589-595.
- [92] van Zwienen CM, van den Bosch EW, Hoek van Dijke GA, Snijders CJ, van Vugt AB (2005). *Cyclic loading of sacroiliac screws in Tile C pelvic fractures*. J Trauma 58: 1029-1034.
- [93] Varga E, Hearn T, Powell J, Tile M (1995). *Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring*. Injury 26: 75-80.
- [94] Weise K, Maurer F, Schrade J (1997). *Hüftgelenkluxationen und -frakturen--Acetabulumfrakturen. Indikation, Technik und Ergebnisse der konservativen Behandlung*. Orthopäde 26: 336-347.

- [95] Zobrist R, Messmer P, Levin LS, Regazzoni P (2002). *Endoscopic-assisted, minimally invasive anterior pelvic ring stabilization: a new technique and case report.* J Orthop Trauma 16: 515-519.

9 Publikationen

- Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie. 71. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, 93. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, 48. Tagung des Berufsverbandes der Fachärzte für Orthopädie. Berlin, 24.-27.10.2007. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House; 2007. DocE14-1399

Culemann U¹, Matthys R², Roch J¹, Tosounidis G¹, Holstein JH¹, Pohlemann T¹.

¹Universitätsklinikum des Saarlandes, Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Homburg, Germany

²AO-Development –Institut der AO-International, AO Foundation, 7270 Davos, Schweiz

„Entwicklung und erste biomechanische Untersuchung eines neuen kombinierten Repositions–Fixationssystem zur minimalinvasiven Therapie der Vorderpfellerfrakturen des Azetabulums über STOPPA – Approach“

10 Dank

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei der Entstehung dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt:

Herrn PD Dr. med. Ulf Culemann,

Ltd. Oberarzt und stv. Klinikdirektor der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie am Universitätsklinikum des Saarlandes,

für die Vergabe dieser Dissertation, die gute Anleitung zum selbstständigen wissenschaftlichen Arbeiten sowie die hervorragende Betreuung sowohl in der Zeit der Versuchsreihen als auch während der Niederschrift dieser Arbeit.

Herrn Professor Dr. Tim Pohlemann,

Direktor der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie am Universitätsklinikum des Saarlandes,

für die Möglichkeit zur wissenschaftlichen Arbeit und die kritischen und konstruktiven Anmerkungen während den Versuchsreihen.

Herrn Professor Dr. med. Dieter Kohn,

Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, Universitätsklinikum des Saarlandes,

für die Erlaubnis der gemeinsamen Nutzung des Biomechaniklabors und seiner Einrichtungen.

Herrn Romano Matthys,

AO Development Institut der AO Foundation, Schweiz,

der mich während den Versuchsreihen jederzeit durch sein kompetentes Fachwissen auf dem Gebiet der Medizintechnik unterstützte und durch die Fertigung der Platten die Versuche möglich machte.

Frau Prof. Dr. Eva Herrmann,

Mathematische Modellierung in der Molekularen Medizin, Universitätsklinikum des Saarlandes,

für die kompetente und konstruktive Unterstützung während der statistischen Auswertung der Versuchsreihen.

Meinem Schwiegervater **Wolfgang Wagner** und meinem brillanten Freund **Tobias Raubuch**,

für die schnelle Durchsicht meiner Arbeit, Verbesserung meiner philosophischen Defizite sowie für die aufbauenden Worte, die mir bei der Fertigstellung der Arbeit halfen.

Meinen Eltern **Elsbeth und Gerhard Roch** sowie meiner gesamten Familie, für die ständige finanzielle und moralische Unterstützung während des Studiums, ohne die diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Und zu guter Letzt meiner besten Freundin und Frau **Katharina**, für die tägliche Liebe und Unterstützung. Ohne dich und Emil wäre diese Arbeit wahrscheinlich nie fertig geworden.

Lebenslauf

Persönliches:	Jens Roch Am Nadelkörbchen 4 66399 Mandelbachtal	Tel.: 06803-995838 Mobil: 0160-93824006 Email: jensroch@yahoo.de
Geburtsdatum:	23.09.1978	
Geburtsort:	Bad Dürkheim	
Familienstand:	verheiratet	mit Katharina Roch, geb. Wagner
Kind:	28.03.2011	Emil Maximilian Roch
<hr/>		
Beruflicher Werdegang:	01/2009-01/2010	Kantonsspital Winterthur Orthopädische Chirurgie
	03/2010-heute	Klinikum Saarbrücken, Zentrum für Unfallchirurgie und Orthopädie
Studium:	1999-2008	Medizinstudium an der Universität des Saarlandes in Homburg
	2003-2004	Urlaubssemester zur Qualifikation für die Olympischen Spiele 2004
	2007-2008	Praktisches Jahr im Klinikum Saarbrücken
	2008	Abschluss des Studiums mit der 2. Ärztlichen Prüfung
Famulaturen:	2005	Caritas Klinik Saarbrücken Innere Medizin
	2005	Sahlgrenska Universitätsklinikum Göteborg Schweden Innere Medizin
	2006	Caritas Klinik Saarbrücken Unfallchirurgie
<hr/>		
Schulbildung:	1985-1989	Pestalozzischule Bad Dürkheim
	1989-1991	Integr. Gesamtschule Ludwigshafen-Oggersheim
	1991-1998	Heinrich-Heine-Gymnasium Kaiserslautern (Eliteschule des Sports)
	1998	Erwerb der allg. Hochschulreife
Zivildienst:	1998-1999	Städt. Altenheim Saarlouis
Interessen:	1998-2004	Mitglied der Deutschen Badminton Nationalmannschaft
	2002-2009	1. Badminton Bundesliga
	2003/2004	Olympia Team Athen 2004 im Badminton
	2007	Studenteneuropameister