

Aus der Klinik für Allgemeine, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie

der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Direktor: Prof. Dr. med. Wolfgang Böcker

**Entwicklung und biomechanische Testung von neuartigen Osteosynthesen
in der Unfallchirurgie**

Als kumulative Habilitationsschrift

für das Fach Orthopädie und Unfallchirurgie

der medizinischen Fakultät



vorgelegt von

Dr. med. Axel Philipp Wolfgang Greiner

München 2021

Inhaltsverzeichnis

I. Einleitung.....	4
II. Aktueller Stand der Forschung.....	6
1. Grundlagen der Biomechanik	6
2. Das menschliche Becken.....	7
2.1. Anatomie und Biomechanik des Beckens.....	7
2.2. Frakturlehre und Klassifikationen von Beckenringfrakturen.....	10
2.3. Therapie von Beckenringfrakturen	13
2.3.1. Die konservative Therapie	13
2.3.2. Die operative Therapie	13
2.3.2.1. Beckenzwinge oder Fixateur externe als Notfalloperation	14
2.3.2.2. Osteosynthesen zur definitiven Versorgung von Beckenringfrakturen	14
3. Implantate aus bioresorbierbaren Polymeren in der Medizin	19
3.1. Grundlagen	19
3.2. Degradation bioresorbierbarer Polymere	20
3.3. Biomechanische Eigenschaften bioresorbierbarer Polymere	21
3.4. Biokompatibilität resorbierbarer Polymere.....	21
3.5. Implantate aus resorbierbaren Polymeren in der Orthopädie und Unfallchirurgie.....	22
III. Projekte der Habilitation	23
1. Biomechanische Untersuchungen zur Wertigkeit verschiedener Osteosyntheseverfahren bei Beckenfrakturen	23
1.1. Biomechanische Untersuchung des Beckengurtes, bzw. des supraacetabulären Fixateur externe mit einer oder zwei Schanz'schen Schrauben zur Versorgung von teilweise instabilen Beckenfrakturen.....	23
1.2. Biomechanische Untersuchung eines modifizierten, minimal-invasiven vorderen Fixateur interne zur Versorgung von instabilen Tile-C-Beckenringfrakturen.	24
1.3. Biomechanische Untersuchung einer minimal-invasiven Schraubenosteosynthese zur Versorgung von Acetabulumfrakturen vom T-Typ	25
1.4. Biomechanische Untersuchung einer minimal-invasiven Osteosynthese zur Versorgung von instabilen Beckenfrakturen Typ C.....	27
1.5. Biomechanische Untersuchung einer neuartigen, minimal-invasiven Bandcerclage zur Versorgung von inkompletten hinteren Beckenfrakturen.	28
1.6. Biomechanische Untersuchung der SI-Schraubenosteosynthese mit oder ohne Zementaugmentation zur Versorgung von Frakturen im Bereich des hinteren Beckenrings.....	29

2.	Biomechanische Untersuchungen resorbierbarer Implantate	30
2.1.	Resomer C212 [®] in Vertebro- oder Kyphoplastie- eine Studie zur Evaluation biomechanischer und thermischer Eigenschaften.	30
2.2.	Bio-ISOS: Bioresorbierbare intramedulläre Spann-Osteosynthese zur Versorgung von Schaftfrakturen kleiner Röhrenknochen	32
IV.	Liste der zur kumulativen Habilitation beitragenden Publikationen.....	34
1.	Erst- oder Letztautorenschaften.....	34
2.	Co-Autorenschaften.....	35
V.	Literaturverzeichnis	36
VI.	Abkürzungsverzeichnis	42
VII.	Abbildungsverzeichnis	44
VIII.	Urheberrechtliche Freigaben.....	46
1.	Depuy/Synthes.....	46
2.	Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese Trauma.....	47
IX.	Danksagung	49

I. Einleitung

Die Unfallchirurgie befasst sich maßgeblich mit der Therapie von Verletzungen des muskuloskelettalen Gerüsts. Hierzu sind eine Vielzahl von Hilfsmitteln vorhanden, um den initialen körperlichen Zustand bestmöglich wiederherzustellen. Gerade zur Rekonstruktion der Knochenstabilität sind neben stabilisierenden Verbänden und Orthesen eine Vielzahl von operativen Therapiekonzepten etabliert.

Osteosynthesen, die zur Versorgung von Knochenfrakturen angewandt werden, können grundsätzlich in intramedulläre oder extramedulläre Kraftträger, wie Plattenosteosynthesen, Fixateur interne oder externe und Cerclagen unterteilt werden. Intramedulläre Kraftträger, wie Markraumnägel finden hauptsächlich Anwendung zur Versorgung von Frakturen großer Röhrenknochen. Vorteile dieser Osteosynthesen sind die zentrale Krafteinleitung, die Möglichkeit der minimal-invasiven Implantation und dynamischen Frakturkompression. Frakturen von Röhrenknochen mit geringerem Durchmesser können lediglich mit intramedullären Drähten versorgt werden, die in der Regel keine hohe Primärstabilität aufweisen. Limitationen der intramedullären Nägel ergeben sich jedoch bei der Versorgung von Frakturen im Bereich der Knochenenden, da dieser Teil des Knochens zur Stabilisierung der Markknägel durch Querbolzen intakt und stabil sein muss. Daher werden Knochenbrüche der Epiphyse und Frakturen kleinerer Knochen bevorzugt durch Plattenosteosynthesen versorgt. Hier besteht die Möglichkeit der exakten Reposition einzelner Frakturalemente unter Sicht bzw. der zusätzlichen Fixierung zum Beispiel mittels Schrauben oder Cerclagen. Nachteile der Plattenosteosynthese sind in der Regel eine höhere Traumatisierung des umliegenden Weichteilmantels mit entsprechend höherem Risiko von Wundheilungsstörungen, die fehlende Möglichkeit zur Dynamisierung, und die unphysiologische Krafteinleitung. Eine Frakturversorgung mittels Fixateur externe ist häufig Teil der Notfallversorgung zur temporären Stabilisierung. Dagegen ist der Fixateur interne der Goldstandard zur operativen Therapie von Frakturen im Bereich der Wirbelsäule. [32, 39, 45, 56]

Die Versorgung von Beckenfrakturen war lange Zeit geprägt durch die Implantation von Plattenosteosynthesen, da hier unter Sicht eine Frakturreposition und korrekte Platzierung

der Schrauben möglich ist. Bis vor wenigen Jahren lagen dementsprechend nur wenige etablierte operative Alternativenverfahren zur Plattenosteosynthese vor. Erst durch die stetige Weiterentwicklung der intraoperativen radiologischen Bildgebung konnten komplexe knöchernen Strukturen, wie im Becken, millimetergenau dargestellt werden. Auch im Bereich der Bildverarbeitung hat sich die intraoperative 3D-Auswertung und Schichtbilddarstellung als standardisiertes Verfahren etabliert. Diese Entwicklung hat den Einsatz von Navigationsverfahren deutlich erleichtert und eine Platzierung von Osteosynthesen um ein Vielfaches exakter und sicherer gemacht [44, 60]. Diese technischen Errungenschaften sowie die Entwicklung zusätzlicher Designformen haben die Anwendung von minimal-invasiven Osteosynthesen, wie z.B. die iliosacrale Schraubenosteosynthese (SI-Verschraubung), sehr gefördert.

Aber auch im Bereich der Materialienforschung für Osteosynthesen konnten deutliche Fortschritte erzielt werden. So konnten bioresorbierbare Materialien, wie Magnesium oder diverse Polymere, hinsichtlich Abbauverhalten, Biokompatibilität und mechanischer Belastbarkeit deutlich verbessert werden. Ein klarer Vorteil dieser Osteosynthesen liegt in der ausbleibenden Materialentfernung nach Frakturheilung, da die Resorption des Implantates im Körper erfolgt. Dies hat nicht nur enorme Vorteile für den Patienten hinsichtlich Vermeidung des erneuten Operationsrisikos, Vernarbung oder Schwächung des Knochens, sondern bietet auch einen deutlichen ökonomischen Benefit. [24, 25, 36, 38, 45, 54]

Diese technischen Innovationen stellten den Stimulus dar, neuartige Osteosyntheseverfahren und Materialien im Hinblick auf ihre potentielle klinische Nützlichkeit zu untersuchen. Die vorliegende Habilitationsschrift gibt eine Zusammenfassung der zu diesem Thema durchgeführten Arbeiten.

II. Aktueller Stand der Forschung

1. Grundlagen der Biomechanik

Die Biomechanik befasst sich mit der Interaktion von Kräften in biologischen Systemen. In dem Fachbereich der Orthopädie und Unfallchirurgie wird das Zusammenspiel von Kräften in Bezug auf das muskuloskeletale System untersucht. So können vor allem Veränderungen physikalischer Charakteristika an frakturierten Knochen und Gelenken, zum Beispiel nach Implantation einer Osteosynthese, mit physiologischen Verhältnissen verglichen werden. Dieser Vergleich erlaubt eine Bewertung von Osteosyntheseverfahren, und dementsprechend der Einsetzbarkeit in der Patientenversorgung. Da sich der menschliche Körper aus vielen unterschiedlichsten Knochen und Gelenken zusammensetzt und diverse individuelle Parameter, wie zum Beispiel Geschlecht, Alter, Körpergewicht oder Knochendichte vorliegen, ist die biomechanische Implantattestung ein sehr weites Feld. Hinzu kommt, dass zur Versorgung einer Fraktur unterschiedlichste Implantate in Hinblick auf Art, Materialzusammensetzung, Design und Hersteller zur Verfügung stehen. Somit stellt sich die grundsätzliche Frage, inwieweit man eine Osteosynthese an einem standardisierten Modell, etwa Kunstknochen oder am Leichenpräparat, untersuchen sollte. Versuche am Kunstknochen lassen eine bessere Vergleichbarkeit der Implantate zu, da durch exakte Produktionsmechanismen Kunstknochen mit sehr ähnlichen biomechanischen Eigenschaften hergestellt werden können. Eine Übertragbarkeit auf die humanbiologische Situation ist jedoch nur näherungsweise möglich, da in vivo beschriebene interindividuelle Unterschiede bestehen und biomechanisch relevante Sehnen und Muskeln nicht oder nur teilweise in die Kunstknochenmodelle mit einbezogen werden können. Bei humanen Präparaten dagegen sind diese anatomischen Strukturen ganz oder zumindest teilweise noch vorhanden, weshalb biomechanische Daten deutlich besser im Hinblick auf ihre Anwendbarkeit bei der Patientenversorgung beurteilt werden können. Aus diesen Gründen hat sich ein Konzept etabliert, bei dem zuerst unterschiedliche Osteosyntheseverfahren am Kunstknochen getestet werden und dann in einem zweiten Schritt das als optimal identifizierte Verfahren am humanen Präparat evaluiert wird.

Die biomechanische Testung erfolgt in der Regel in speziell angepassten Apparaturen, die physiologische Bewegungsabläufe imitieren, um eine möglichst genaue Vergleichbarkeit zum humanen Einsatz zu erreichen. Hierbei unterscheidet man zwischen einer statischen Belastung, bei der eine konstante Kraft aus einer konstanten Richtung wirkt, und einer dynamischen Belastung, bei der wechselnde Kräfte auf einen Gegenstand wirken. Da unter physiologischen Bedingungen der menschliche Körper wechselnden Kräften ausgesetzt wird, ist die zyklisch-dynamische einer statischen Untersuchung vorzuziehen, speziell auch, um physiologische Abläufe zu simulieren.

2. Das menschliche Becken

2.1. Anatomie und Biomechanik des Beckens

Das humane Becken besteht aus drei Knochensegmenten, dem Kreuzbein (Os sacrum) und den beidseitigen Hüftbeinen (Os coxae), die sich durch ligamentäre Verstärkungen zu einem Beckenring (Pelvis) formen (Abbildung 1).



© Georg Thieme Verlag

Abbildung 1: Das knöchernerne menschliche Becken [53]

Das Hüftbein an sich wird in ein Darmbein (Os ilium), Sitzbein (Os ischii) und in ein Schambein (Os pubis) unterteilt. In der Wachstumsphase sind diese Strukturen durch Wachstumsfugen noch unterbrochen, verknöchern jedoch nach Abschluss der Pubertät. Durch die Entwicklung des aufrechten Ganges fungiert das Becken als zentrale Verbindung bzw. Lastenbrücke zwischen dem Stützorgan der Beine und der Wirbelsäule bzw. dem Rumpf. Hierzu sind kräftige Faszien, ligamentäre und muskuläre Strukturen nötig, die sich vor allem im hinteren Teil des Beckens und des Beckenbodens befinden (Abbildung 2). [53]

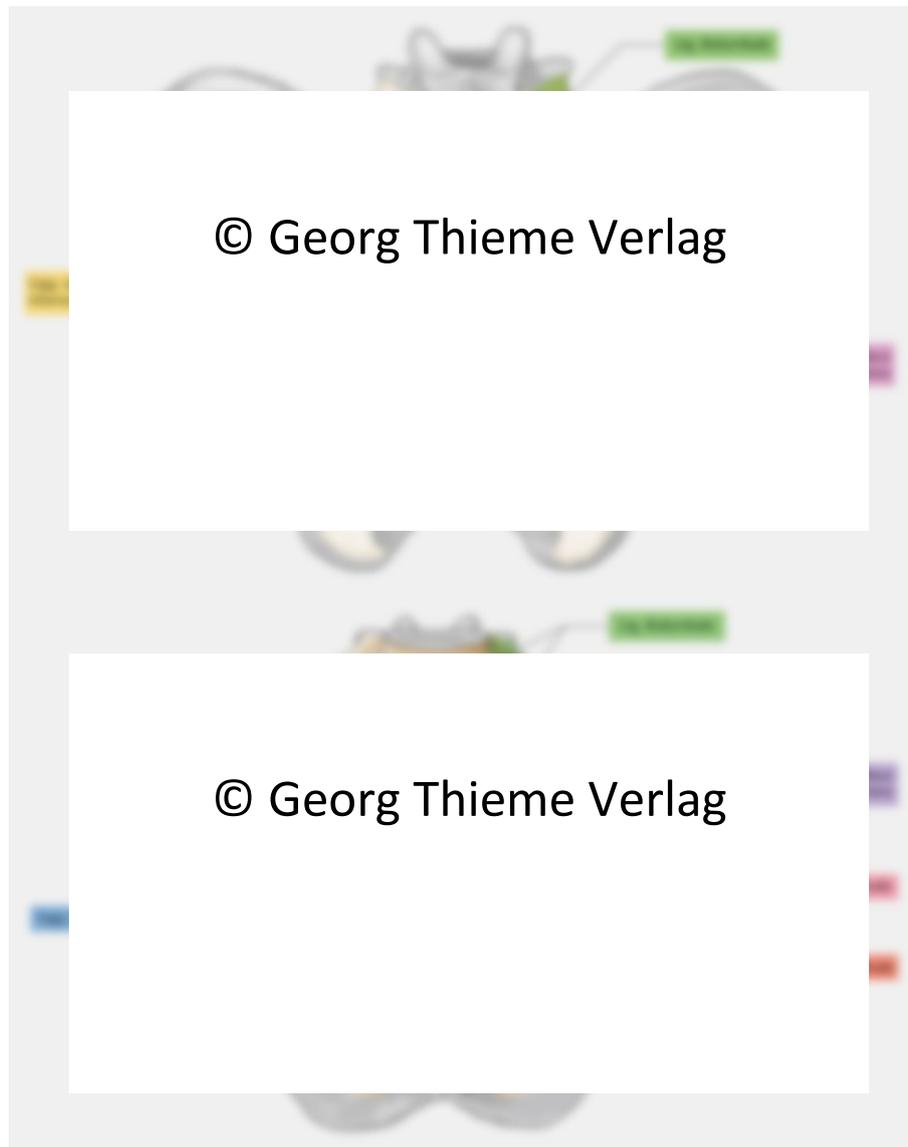


Abbildung 2: Ligamentäre Strukturen des menschlichen Beckens [33]

Diese Strukturen stabilisieren maßgeblich die paarig angelegten Iliosakralgelenke (Art. sacroiliaca) zwischen dem Kreuzbein und dem Darmbein im Bereich des hinteren Beckenrings. Dem gegenüber liegt die unpaarig angelegte Schambeinfuge (Symphysis pubica), die eine faserknorpelige und ligamentäre Verbindung der Schambeinäste im Bereich des vorderen Beckenrings darstellt. Das komplexe biomechanische Zusammenspiel der einzelnen Bänder, Faszien und Muskelgruppen ist bis dato noch unvollständig erforscht. Daher sind Knochenmodelle aus Kunstknochen, oder auch sog. Finite Elemente Berechnungen nur annähernd mit den biomechanischen Eigenschaften eines humanen Beckens vergleichbar [33]. Erste Computeranalysen zur Belastungsverteilung im Becken zeigen eine Konzentration im Bereich des hinteren Beckenringes, sowohl in der Stand- als auch in der Ganganalyse (Abbildung 3). [53]

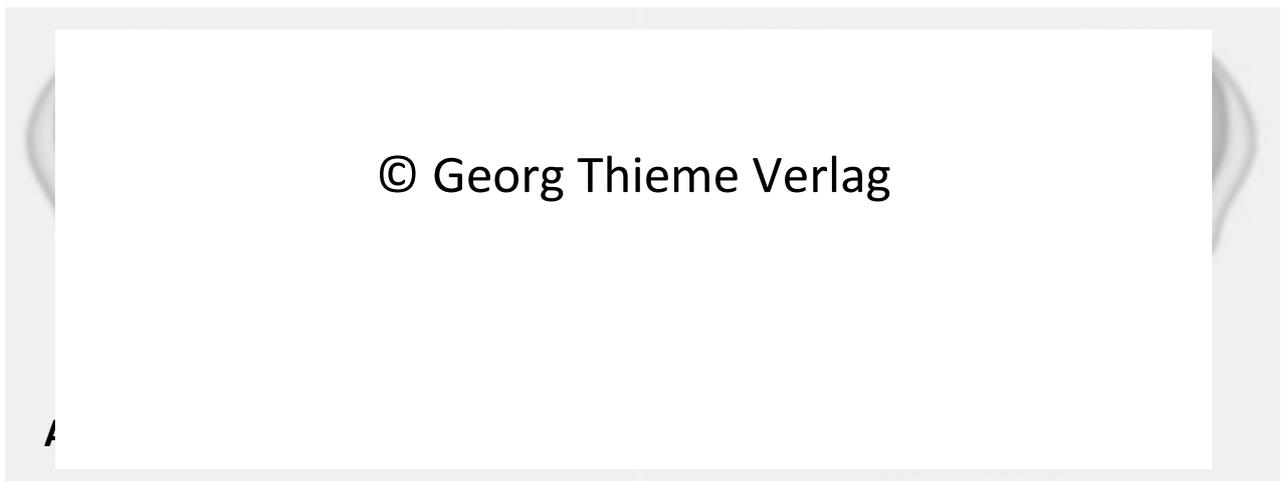


Abbildung 3: Belastungsverteilung in der (A) Stand- und (B) Ganganalyse [33]

Die Mobilität der Beine gegenüber dem Rumpf erfolgt vorrangig durch die paarig angelegten Hüftgelenke und nur zu einem geringen Teil zwischen dem Kreuzbein und der Wirbelsäule.

2.2. Frakturlehre und Klassifikationen von Beckenringfrakturen

Beckenringfrakturen weisen mit 3-8% aller Frakturen eine eher geringere Inzidenz auf, haben jedoch aufgrund ihrer Komplexität und persistierend hohen Mortalität eine große Bedeutung in der Traumatologie [11]. Hierbei können zwei Altersgipfel voneinander unterschieden werden: Eine erste Häufung von Beckenringfrakturen tritt zwischen dem 20. und dem 30. Lebensjahr im Rahmen von Hochenergietraumata auf. Die häufigsten Verletzungsmechanismen sind Verkehrsunfälle (ca. 50%), Stürze aus großer Höhe (ca. 33%) und Quetschtraumata [51]. Aufgrund der hohen Krafteinwirkung sind bei Hochenergietraumata neben der Beckenverletzung in 80% der Fälle Begleitverletzungen, wie Schädelhirntraumata, Extremitätenverletzungen, Thoraxtraumata, retroperitoneale Blutungen, Verletzungen innerer Organe oder des Urogenitaltraktes anzutreffen. Diese Komplexverletzungen zeigen trotz der Fortschritte in der medizinischen Versorgung in den letzten Jahren eine persistierend hohe Mortalität von 15-20% [8, 11]. Gerade im Rahmen von Verkehrsunfällen sind Acetabulumfrakturen, eine Sonderform der Beckenfraktur, pathognomonisch für die sogenannten Dashboardfrakturen. Hierbei kommt es durch einen Anprall des Knies am Armaturenbrett zu einer Kettenverletzung mit Fraktur im Bereich der hinteren Hüftpfanne. Dagegen sind Beckenringfrakturen im Rahmen von Niedrigenergietraumata eher bei geriatrischen Patienten um das 70. Lebensjahr mit osteoporotisch verändertem Knochen zu finden [11, 29].

Je nach Krafteinwirkung sind unterschiedliche Frakturtypen zu unterscheiden. Bei der ventralen Kompressionsverletzung kommt es zu einer Abspreiz- und Außenrotationsbewegung der Beckenschaufeln mit Ruptur der Symphyse, oder mit einer symphysennahen Fraktur in Kombination mit Zerreißen der vorderen iliosakralen Bänder (open book fracture). Laterale Kompressionsverletzungen dagegen führen zu einer Innenrotation der Beckenschaufeln und somit zur Verletzung der hinteren iliosakralen Bänder und zum Übereinanderschieben der Corpora ossis pubis. In der Regel sind diese Verletzungen horizontal rotationsinstabil, jedoch in der Vertikalebene stabil. Dagegen findet man bei vertikalen Kompressionsverletzungen häufig eine vollständige Durchtrennung des vorderen und hinteren Beckenringes und somit eine multidirektionale Instabilität [39].

Zur Einteilung der Beckenverletzung wird überwiegend die AO Klassifikation herangezogen. Hierbei unterscheidet man:

- Typ A: stabile Frakturen, die keine Unterbrechung der hinteren Ringstruktur aufweisen
- Typ B: teilweise instabile Frakturen, die eine komplette Unterbrechung des vorderen Beckenringes und eine inkomplette Unterbrechung des hinteren Beckenringes aufweisen (unidirektional instabil)
- Typ C: komplett instabile Frakturen, die eine Unterbrechung des vorderen und hinteren Beckenringes aufweisen

Je nach Lokalisation der Frakturen bzw. deren ein- oder beidseitigem Auftreten werden diese Hauptgruppen noch in weitere Untergruppen unterteilt [2].



Abbildung 4: AO Klassifikation von Beckenfrakturen [2]

Aufgrund osteoporotischer Veränderungen im Bereich des Knochens und einer verminderten Elastizität und Rigidität des Faszien- und Bandapparates wurde 2013 eine separate Klassifikation der Beckenringfrakturen im geriatrischen Patientenkollektiv erarbeitet [48]. Diese Fraktуреinteilung des Beckens ist als fragility fractures of the pelvis (FFP) Klassifikation bekannt. Hierbei unterscheidet man vier Gruppen (Abbildung 5):

- I: nicht dislozierte Frakturen des vorderen Beckenringes
- II: nicht dislozierte Frakturen des hinteren und optional des vorderen Beckenringes
- III: dislozierte unilaterale Frakturen
- IV: dislozierte bilaterale Frakturen



Abbildung 5: FFP Klassifikation von Beckenfrakturen [48]

2.3. Therapie von Beckenringfrakturen

2.3.1. Die konservative Therapie

Die Therapie von Beckenringfrakturen richtet sich einerseits nach der biomechanischen Stabilität des frakturierten Beckens, andererseits auch maßgeblich nach der Kreislaufstabilität des Patienten. Eine konservative Therapie hat sich vorwiegend bei kreislaufstabilen Patienten mit Beckenringfrakturen der AO Klassifikation Typ A und teilweise Typ B oder FFP Klassifikation Typ I und teilweise Typ II etabliert. Jedoch sieht man regelmäßig bei unidirektional instabilen Frakturen eine Konversion zur operativen Therapie, aufgrund von ausbleibender Mobilisierbarkeit des Patienten, Fragmentdislokation oder nicht einstellbaren Schmerzen [11].

Im präklinischen Bereich wird das Anbringen eines Beckengurtes, oder einer Beckenschlinge, bei jeglichem Verdacht auf eine Beckenfraktur als Erstmaßnahme empfohlen (Abbildung 6) [56]. Dies dient der vorübergehenden Stabilisierung des Beckens bzw. zur intrabdominellen Volumenreduktion und Druckerhöhung zur Blutungskontrolle.

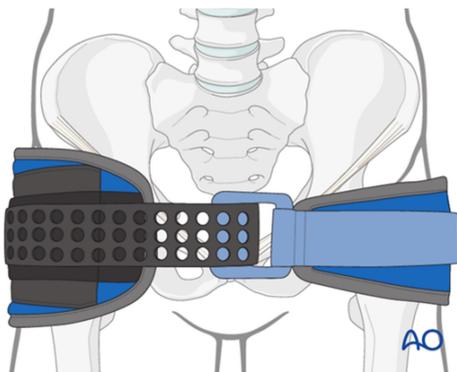


Abbildung 6: Konservative Stabilisierung des Beckenringes mittels Beckengurt [56].
Copyright by AO Foundation, Switzerland

2.3.2. Die operative Therapie

Bei Typ C und teilweise Typ B Beckenringfrakturen erfolgt in der Regel eine operative Therapie. Aufgrund der Komplexität und des möglichen Blutverlustes bei der definitiven Versorgung von Beckenringfrakturen ist die initiale operative Versorgung extrem abhängig

materiellen Aufwandes sollte die definitive Versorgung von Beckenfrakturen beim kreislaufstabilen Patienten erfolgen.

Dislozierte Beckenringfrakturen müssen üblicherweise offen reponiert und im Anschluss stabilisiert werden. Eine etablierte Methode hierzu ist die Platten- bzw. Schraubenosteosynthese, die vor allem bei Frakturen im Bereich des vorderen Beckenringes und Acetabulum, aber auch bei Frakturen des Iliosakralgelenkes und der Beckenschaukeln angewandt wird (Abbildung 8) [11, 15]. Abgesehen von den Symphysenverletzungen wurden jedoch Frakturen im Bereich des Sitz- und Schambeines jahrelang als zweitrangig bei der Versorgung angesehen [37, 65]. Allerdings haben Belastungsuntersuchungen gezeigt, dass eine Stabilisierung des vorderen und hinteren Beckenringes biomechanische Vorteile bringt [50, 65].

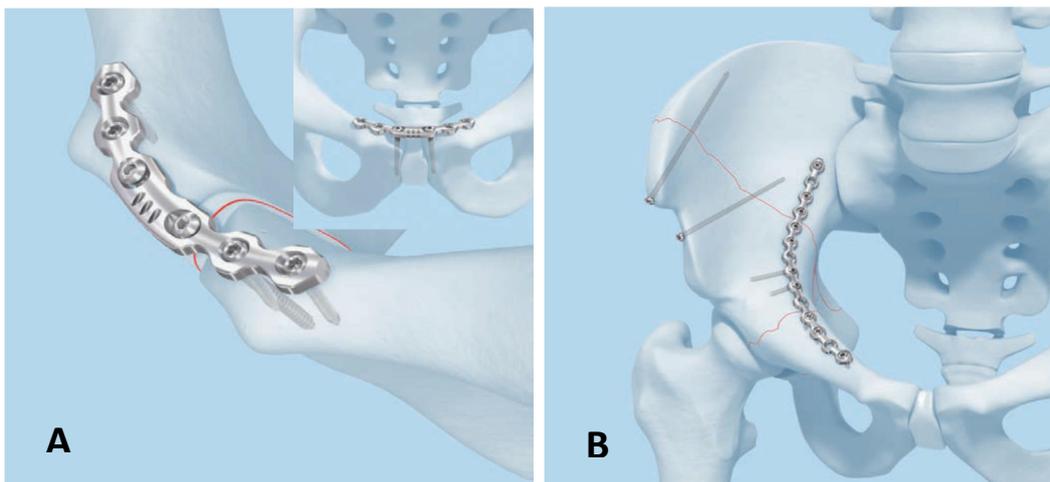


Abbildung 8: Plattenosteosynthesen bei Beckenringfrakturen: A) Symphysensprengung, B) Sitz-Schambein- und Acetabulumfrakturen [15]

Der operative Zugang für eine Plattenosteosynthese im Bereich der Symphyse, des Sitz- oder Schambeines, bzw. am Acetabulum bis zum Darmbein erfolgt häufig über einen Pfannenstielschnitt, einen Stoppa Zugang, einen Pararectus Zugang oder einen Letournel Zugang [11, 30, 32, 35, 43]. Der operative Zugang zum hinteren Beckenring einschließlich des hinteren Anteils des Acetabulum und des Kreuzbeines erfolgt in der Regel durch Präparation im Bereich des hinteren Darmbeinschaukelrandes bzw. mittels des sog. Kocher-Langenbeck

Zuganges, um entsprechende Frakturen osteosynthetisch versorgen zu können (Abbildung 9) [15, 56].

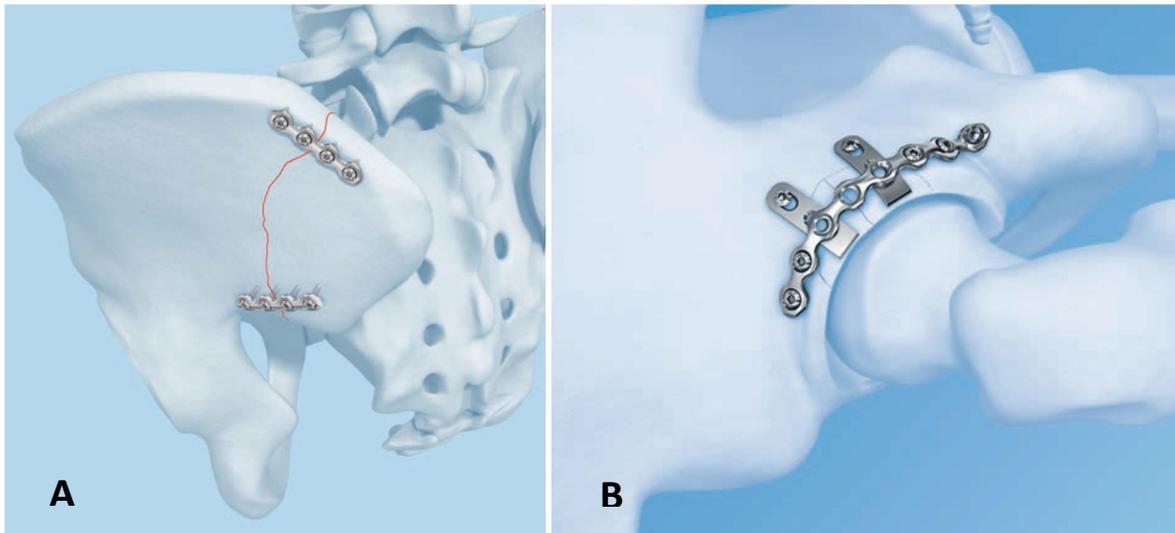


Abbildung 9: Plattenosteosynthesen bei Beckenringfrakturen: A) dorsale Darmbeinfrakturen, B) hintere Acetabulumfrakturen [15]

Die Wertigkeit unterschiedlicher Strategien zur operativen Versorgung von dislozierten Kreuzbeinfrakturen wird bis dato kontrovers diskutiert [11, 12, 21, 57]. Aus diesem Grund werden im Folgenden nur die häufigsten Verfahren der osteosynthetischen Versorgung beschrieben (Abbildung 10) [56]. Etablierte Verfahren, vor allem zur Versorgung von dislozierten Frakturen, sind unter anderem die mono- oder bilaterale dorsale Plattenosteosynthese oder die lumbopelvine Spondylodese.

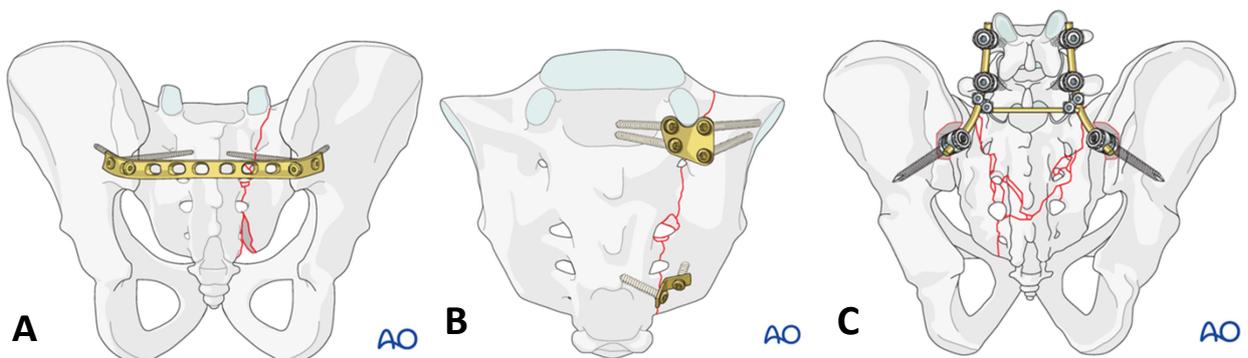


Abbildung 10: Osteosynthesen bei Kreuzbeinfrakturen: A) bilaterale dorsale Plattenosteosynthese, B) unilaterale dorsale Plattenosteosynthese, C) lumbopelvine Spondylodese [56].
Copyright by AO Foundation, Switzerland

Im Gegensatz zu dislozierten Kreuzbeinfrakturen können nicht dislozierte oder geschlossen reponierbare Beckenringfrakturen durch minimal-invasive, perkutan eingebrachte Osteosynthesen effizient stabilisiert werden. Gerade durch die Weiterentwicklung der interoperativen 3D Bildgebung ist eine exaktere Platzierung der Osteosynthesen mit entsprechend reduziertem Risiko einer Verletzung relevanter Strukturen möglich [44, 60].

Im Bereich des hinteren Beckenringes können undislozierte oder geschlossen reponierbare Verletzungen des Iliosakralgelenkes, oder Frakturen des Kreuzbeines suffizient durch einfache oder doppelte perkutane iliosakrale Schraubenosteosynthesen, den transiliacalen Fixateur interne (TIFI), die unilaterale trianguläre lumbopelvine Stabilisierung oder mittels Sacrum Stäben versorgt werden (Abbildung 11) [14, 16, 17, 27, 31, 52, 55, 56, 60].

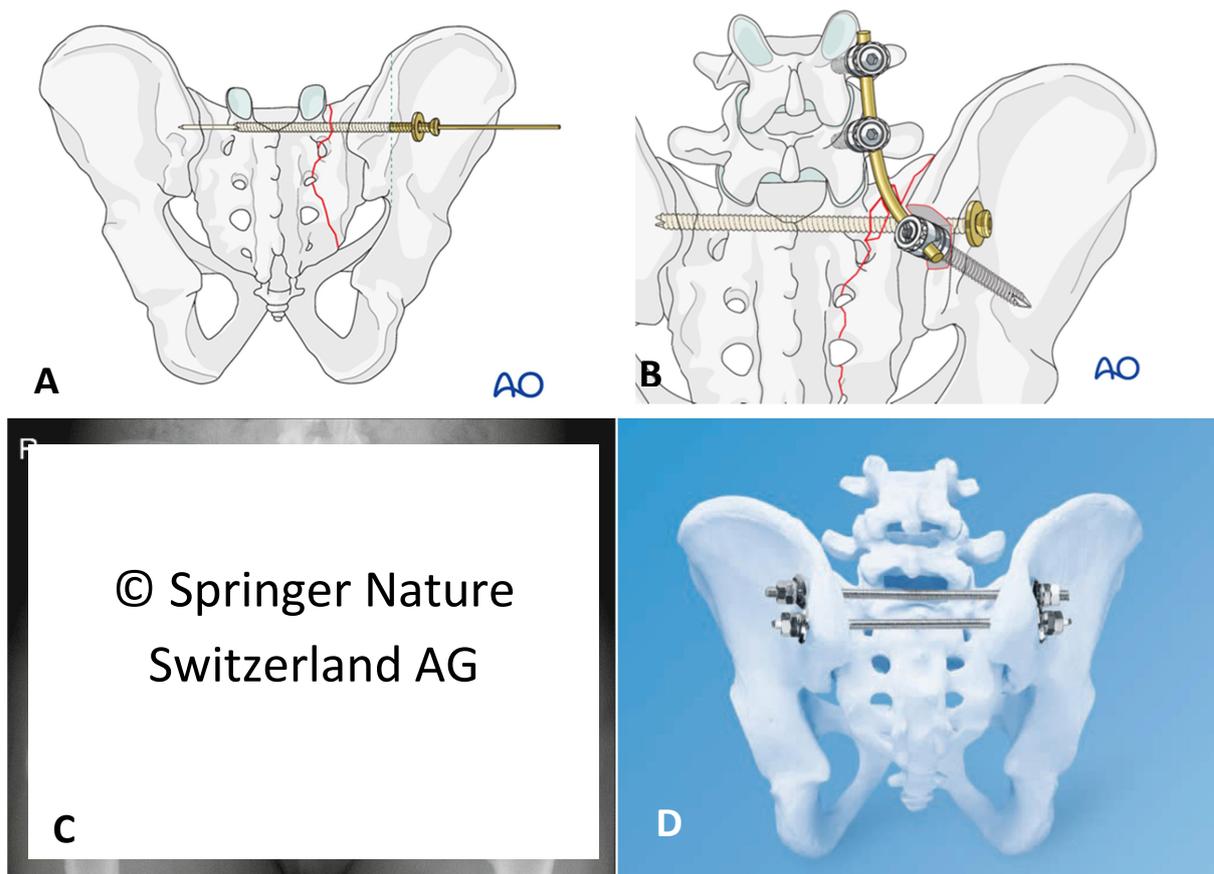


Abbildung 11: Minimal-invasive Osteosynthesen am hinteren Beckenring: A) ISG Schraube, B) unilaterale trianguläre lumbo-pelvine Stabilisierung, C) transiliacaler Fixateur interne, D) Sacrum Stäbe [15, 16, 56]. Copyright by AO Foundation, Switzerland

Am vorderen Beckenring haben sich in den letzten Jahren der uni- oder bilaterale perkutane interne Fixateur (INFIX), die retrograde transpubische Schraube und die retrograde Zugschraube im vorderen und/oder hinteren Acetabulumpfeiler als minimal-invasive, perkutane Osteosynthesen etabliert (Abbildung 12) [18, 20, 34, 42, 49, 55, 62, 66]. Häufig werden auch Kombinationen aus den einzelnen Osteosyntheseverfahren angewendet.

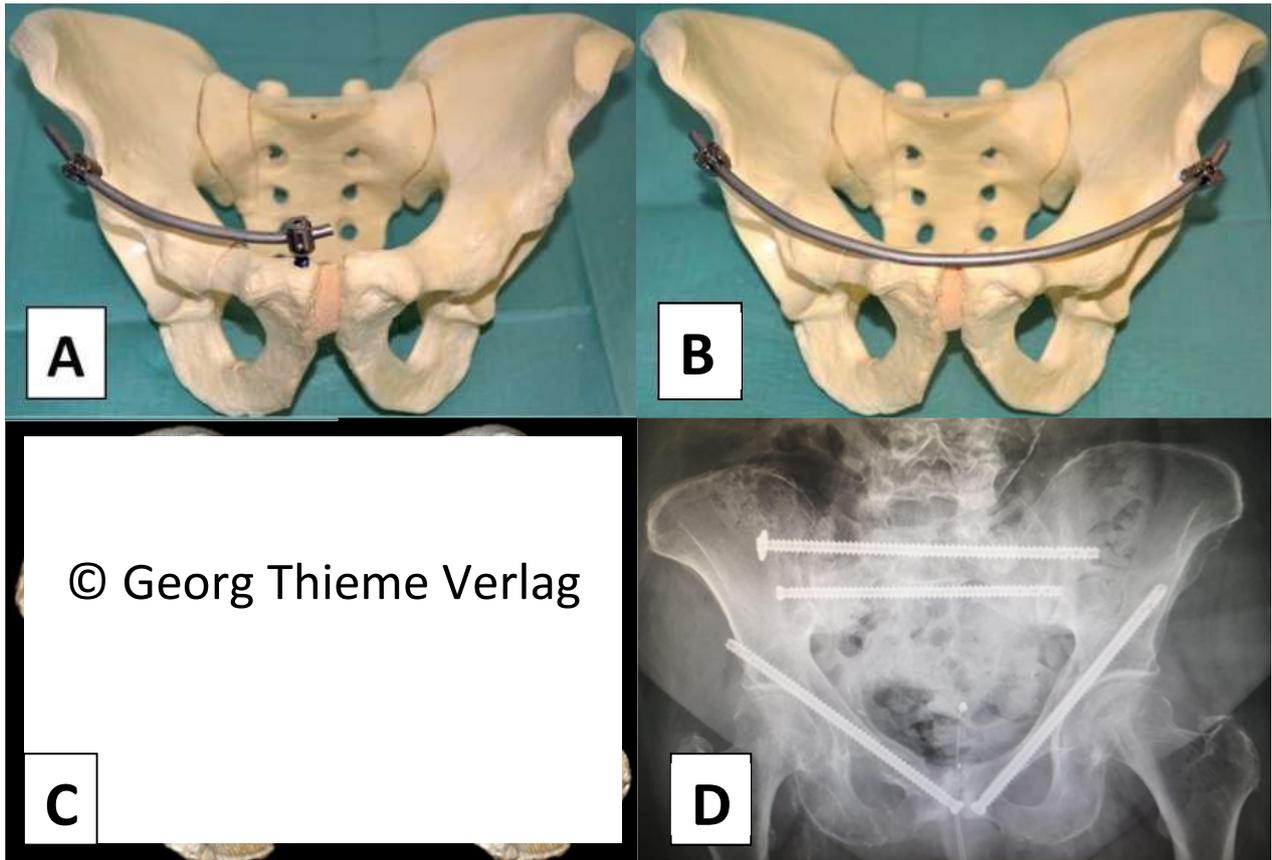


Abbildung 12: Minimal-invasive Osteosynthesen am vorderen Beckenring: A) unilateraler INFIX, B) bilateraler INFIX, C) hintere und vordere Pfeilerschraube am Acetabulum, D) retrograde transpubische Schraube incl. Sacrumschrauben [4, 18]

3. Implantate aus bioresorbierbaren Polymeren in der Medizin

3.1. Grundlagen

In der Regel erfolgt die osteosynthetische Frakturversorgung durch metallische Implantate, wie z.B. intramedulläre Nägel und Plattenosteosynthesen. Hier konnten über mehrere Jahrzehnte der medizinischen Forschung hinweg eine Vielzahl unterschiedlicher Implantate entwickelt und verbessert werden. So konnten Vorteile, wie hohe mechanische Stabilität, individuelle Vorformung, oder die Biokompatibilität stetig verbessert werden. Dennoch zeigen sich nach wie vor ungelöste Probleme bei der Verwendung metallischer Implantate, wie z.B. der deutliche Unterschied in den biomechanischen Eigenschaften zwischen Metall und kortikalem Knochen. Dies führt zu einer ungleichen Krafteinleitung, welche vorwiegend durch das eingebrachte Implantat kompensiert wird, und eine Unterbelastung des Knochens zur Folge hat. Durch die verminderte Belastung kommt es zu einem Knochenabbau im Implantatlager, auch als „stress shielding“ bezeichnet [40]. Dieses „stress shielding“ kann zu einer höheren Frakturnrate im Übergangsbereich zwischen Osteosynthesematerial und intaktem Knochen, besonders aber auch nach Implantatentfernung führen [40]. Ein weiterer negativer Effekt der metallischen Osteosynthesen ist die meist anstehende Metallentfernung nach Abheilung der Fraktur. Dies bedeutet nicht nur für den Patienten eine weitere operative Belastung und Risiko, sondern es entstehen durch die zusätzliche Operation auch aus volkswirtschaftlicher Sicht enorm hohe Kosten für das Gesundheitssystem.

Bioresorbierbare Osteosynthesematerialien haben den entscheidenden Vorteil, dass sie nach Erfüllung ihrer Aufgabe zur Stabilisierung einer Fraktur nicht mehr entfernt werden müssen, da ein vollständiger Abbau im Körper erfolgt. Die nicht toxischen Abbauprodukte werden vom Körper verstoffwechselt bzw. ausgeschieden. Ein weiterer positiver Effekt ist die schrittweise Degradation der Osteosynthese. Hierdurch kommt es zu einer langsamen Abnahme der biomechanischen Stabilität des Implantates, sodass eine dynamische Kraftübertragung auf den heilenden Knochen erfolgt.

Zu den bioresorbierbaren Materialien gehören Metalle, Polymere, Keramiken und Komposite [24]. Für die Implantatherstellung in der Medizin werden vorwiegend Metalle, wie Magnesium und zuckerhaltige Polymere verwendet. Polymere werden in Poly lactide

(PLA), Polyglykoxide (PGA) und deren Copolymere, Polycaprolactone (PCL) sowie Polydioxanone (PDS) unterteilt. Das Degradationsverhalten der einzelnen Polymere unterscheidet sich grundsätzlich durch das Reaktionsverhalten mit Wasser [9]. PLA ist in der Medizintechnik aufgrund seiner geringen Reaktion mit Wasser und somit langsamen Degradation weit verbreitet.

3.2. Degradation bioresorbierbarer Polymere

Die Degradation von Polymeren erfolgt *in vivo* vorwiegend durch enzymatische Spaltung und Hydrolyse. Durch Eindringen von Wasser in die Esterverbindungen der langkettigen Polymere kommt es zu einer Spaltung in Oligo- und Monomere. Nach weiteren Abbauschritten erfolgt die renale Ausscheidung der Endprodukte bzw. Verstoffwechslung im Citratzyklus zu Wasser und Kohlenstoffdioxid (Abbildung 13) [1, 38].

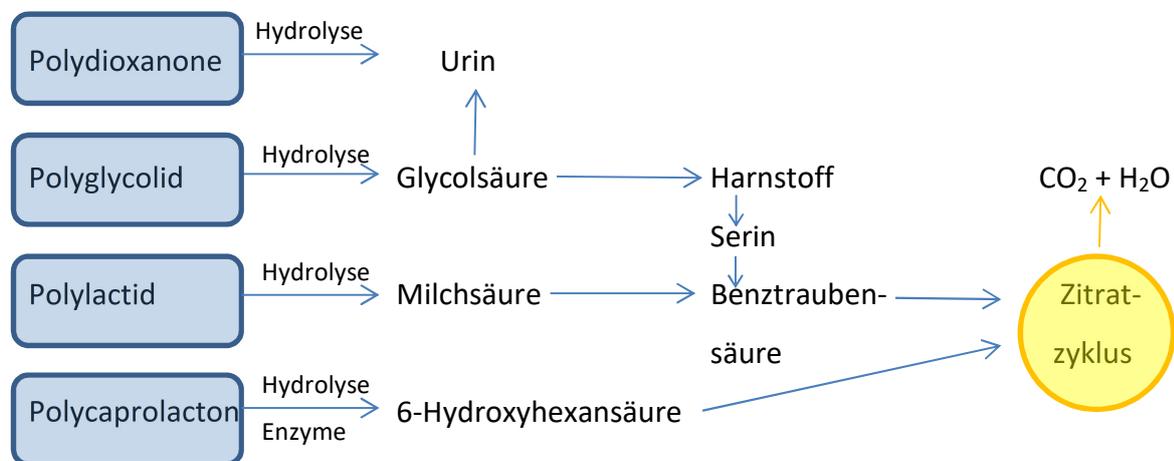


Abbildung 13: Degradation von Polymeren

Dennoch ist der Abbau von Polymeren von vielen Faktoren, wie u.a. Temperatur, pH Wert, Flusgeschwindigkeit der umgebenden Flüssigkeiten, kristallinem Aufbau und Ausrichtung, Molekulargewicht und Implantatdesign abhängig [1, 5, 9, 10, 22, 45, 46, 64]. Dies macht eine Bestimmung der genauen Degradationszeit *in vivo* sehr schwer vorhersehbar und nur annähernd bestimmbar [28].

3.3. Biomechanische Eigenschaften bioresorbierbarer Polymere

Die einzelnen Polymergruppen weisen deutliche Unterschiede in der biomechanischen Belastbarkeit auf. So sind in der Gruppe der PLA Polymere Zugfestigkeiten zwischen 45 bis 145 MPa, in der Gruppe der PBA Polymere bis zu 100 MPa und der PDS Polymere bis zu 30 MPa beschrieben [1, 22]. Durch die Verfeinerung von Fertigungsprozessen, wie z.B. die Einführung von Spritzgussverfahren, die Kombination unterschiedlicher Polymergruppen oder den Zusatz von anderen Werkstoffen, wie z.B. Fasermaterial, konnte man in der Vergangenheit eine deutliche Weiterentwicklung und Verbesserung der Zug- und Biegefestigkeit erreichen [13, 58, 59]. Ein Nachteil resorbierbarer Polymere ist die eher geringe Steifigkeit, was zu einer 10-20 fachen höheren Verformung bei Belastung der Implantate im Vergleich zu Titan- oder Stahlosteosynthesen führt [13]. In Extremfällen kann es beim Einbringen von Schrauben zu einer Verklemmung oder sogar zum Bruch des Implantates kommen, weshalb unter anderem spezielle Methoden zum Einbringen, wie zum Beispiel Schraubendreher mit Torsionskraftbegrenzung, oder Hohlschrauben mit fixierter Längsführung, entwickelt wurden [10, 22]. Anders als metallische Implantate haben Polymere das Charakteristikum einer relativ niedrigen Glasübergangstemperatur mit deutlich veränderten biomechanischen Eigenschaften. Hierbei kommt es beim Überschreiten einer bestimmten Temperaturschwelle zu einer flexiblen Verformbarkeit der vorher steifen Polymere. Bei PLA zum Beispiel liegen diese Temperaturschwellen zwischen 30 und 70°C [22]. Dies hat den Vorteil der intraoperativen individuellen Anpassung von Osteosynthesen durch leichtes Erwärmen der Implantate. Jedoch muss gerade bei biomechanischen Untersuchungen von Implantaten der Faktor einer Körpertemperatur von 37°C berücksichtigt werden.

3.4. Biokompatibilität resorbierbarer Polymere

Neben den biomechanischen Eigenschaften von resorbierbaren Polymeren sollte natürlich auch eine möglichst gute Biokompatibilität vorliegen. Biokompatible Materialien sind dadurch definiert, dass durch den Kontakt mit dem lebenden System keine nachteiligen

Effekte entstehen. Solange Polymere noch keiner Degradation unterliegen, zeigen diese eine sehr gute Verträglichkeit mit dem umliegenden Gewebe. Bei Kontakt mit Wasser beginnen diese Polymere sich unter einer hydrolytischen Reaktion abzubauen. Der Materialtyp und die bereits beschriebenen Umgebungsfaktoren bedingen hierbei die Geschwindigkeit des Abbauprozesses. Je schneller der Abbauprozess abläuft, desto mehr Abbauprodukte fallen pro Zeiteinheit an und müssen vom Körper aufgenommen werden. Unter optimalen Bedingungen ist der Körper in der Lage, die Abbauprodukte zu absorbieren und zu verstoffwechseln [23, 36, 45]. Dies geschieht häufig im Rahmen einer lokalen entzündlichen Reaktion. Nach Abbau des Implantates kommt es zu einer Reduktion der Lokalreaktion und zu einem bindegewebigen oder knöchernen Remodeling der Defektstelle [1, 26, 45].

Selten können Fremdkörperreaktionen, aseptische Fisteln und Osteolysen beobachtet werden, vor allem unter Verwendung von schnell degradierenden PGA Implantaten. Zytologische Untersuchungen konnten in der Frakturzone vermehrt Leukozyten und spezifische Abbauprodukte nachweisen. In der Regel kommt es jedoch zu einer komplikationslosen Abheilung [6, 7, 23, 26, 61]. Die Ursache dieser Gewebereaktion ist nicht endgültig geklärt. Gehäuft traten diese Reaktionen bei schnell degradierenden Polymeren, großer Materialoberfläche oder schlechter Durchblutungssituation auf. Erfreulicherweise sind diese Gewebereaktionen heutzutage durch die Verwendung von sehr langsam und homogen degradierenden Polymeren nur noch sehr selten zu finden [10].

3.5. Implantate aus resorbierbaren Polymeren in der Orthopädie und Unfallchirurgie

Gerade im Fachbereich der Orthopädie und Unfallchirurgie wünscht man sich von Implantaten eine ausreichende Stabilität, die bis zum Abschluss der Frakturheilung aufrechterhalten werden sollte, um die biomechanische Integrität zu erhalten. Weiterhin sollte eine sukzessive Lastübertragung auf den heilenden Knochen erfolgen, um ein „stress shielding“ zu verhindern [19]. Ferner sollte eine vollständige, zeitgerechte und homogene Degradation in körperverschmelzbare Abbaustoffe vorliegen. Im Bereich der resorbierbaren Polymere erfüllen vor allem Implantate aus der Kombination von PCL und PLA diese

Voraussetzungen gut. Diese Materialien zeigen eine hervorragende Biokompatibilität und Verarbeitbarkeit. So konnte in der Vergangenheit durch eine stetige Weiterentwicklung der Produktionsprozesse eine Vielzahl von medizinischen Produkten hergestellt werden [9, 10, 25, 38, 41, 46, 47, 64].

III. Projekte der Habilitation

1. Biomechanische Untersuchungen zur Wertigkeit verschiedener Osteosyntheseverfahren bei Beckenfrakturen

1.1. Biomechanische Untersuchung des Beckengurtes, bzw. des supraacetabulären Fixateur externe mit einer oder zwei Schanz'schen Schrauben zur Versorgung von teilweise instabilen Beckenfrakturen.

The T-pod is as stable as supraacetabular fixation using 1 or 2 Schanz screws in partially unstable pelvic fractures: a biomechanical study. Zeckey C, Cavalcanti Kußmaul A, Suero EM, Kammerlander C, **Greiner A**, Woiczinski M, Braun C, Flatz W, Boecker W, Becker CA. Eur J Med Res 2020 Jul 18; 25: 26.

Instabile Frakturen des Beckens sind nach wie vor die Hauptursache für schwere Blutungen, Schock und frühen Tod bei schwer verletzten Patienten. Das Anlegen eines Beckengurtes wird vor allem in der präklinischen Patientenversorgung mit Verdacht auf Beckenverletzungen gefordert. Derzeit liegen keine ausreichenden Erkenntnisse über die Stabilität des Beckengurtes oder der Beckenschlinge im Vergleich zur supraacetabulären Fixierung mit ein oder zwei Schanz'schen Schrauben vor. Unser Ziel war es, die Stabilität des Beckengurtes und des supraacetabulären Fixateur externe unter Verwendung von entweder ein oder zwei Schanz'schen Schrauben an einem Leichenmodell mit einer induzierten Beckenfraktur vom Typ B2 zu analysieren.

Hierzu wurde an jeweils sieben frisch eingefrorenen menschlichen Leichenbecken mit induzierten AO-Typ B2 Frakturen eine Stabilisierungstechnik mittels A) T-POD (Beckengurt), B) supraacetabulärem Fixateur externe mit einer Schanz'schen Schraube auf jeder Seite und

C) Fixateur externe mit zwei Schanz'schen Schrauben auf jeder Seite untersucht. Stabilität und Steifigkeit wurden in einer biomechanischen Testmaschine unter Verwendung eines 5-Schritte-Protokolls mit statischer und dynamischer Belastung analysiert. Die Dislokation unter Belastung wurde mittels Ultraschallsensoren an den Frakturstellen detektiert.

Die Ergebnisse zeigten keine signifikanten Unterschiede in der Frakturfragmentverschiebung innerhalb der drei Gruppen ($P > 0,05$). Der durchschnittliche Unterschied in der Frakturdislokation zwischen den drei Methoden betrug < 1 mm.

Somit konnte gezeigt werden, dass sich Beckengurte zur Stabilisierung von Beckenfrakturen des Typs B2 eignen und zu einer Stabilität führen, welche der des supraacetabulären Fixateur externe entspricht, unabhängig davon, ob eine oder zwei Schanz'sche Schrauben pro Seite verwendet wurden. Allerdings muss eine Weichteilirritation durch die zirkuläre Kompression berücksichtigt werden. Beckengurte bieten daher eine ausreichende biomechanische Stabilität, z.B. bei der Verlegung von Patienten, sodass eine vorangehende Stabilisierung mittels Fixateur externe nicht notwendig ist.

1.2. Biomechanische Untersuchung eines modifizierten, minimal-invasiven vorderen Fixateur interne zur Versorgung von instabilen Tile-C-Beckenringfrakturen.

Modified less invasive anterior subcutaneous fixator for unstable Tile-C-pelvic ring fractures: a biomechanical study. Becker CA, Kammerlander C, Cavalcanti Kußmaul A, Woiczinski M, Thorwächter C, Zeckey C, Sommer F, Linhart C, Weidert S, Suero EM, Böcker W, **Greiner A**. Biomed Eng Online 2019; 18(1): 38.

Die operative Versorgung von instabilen Beckenringfrakturen wird derzeit sehr kontrovers diskutiert. Gerade minimal-invasive Behandlungsmöglichkeiten bieten hier entscheidende Vorteile für die Patienten. Die anteriore subkutane Beckenfixierung (interne Fixation = INFIX) zeigt vielversprechende biomechanische Ergebnisse bei der Versorgung von Beckenringfrakturen, ist jedoch mit einer hohen Rate von Schädigungen des Nervus cutaneus femoris lateralis assoziiert.

Die Studie am Sawbones[®] Kunstknochen (Sawbones, Vashon Island, USA) verglich die biomechanische Stabilität zweier modifizierter INFIX Systeme zur Fixierung der einseitigen Beckenringfraktur mit dem Standard INFIX System (Abbildung 14). Die Dislokation der Bruchfragmente wurde mit einem 3D-Ultraschall-Messsystem detektiert.

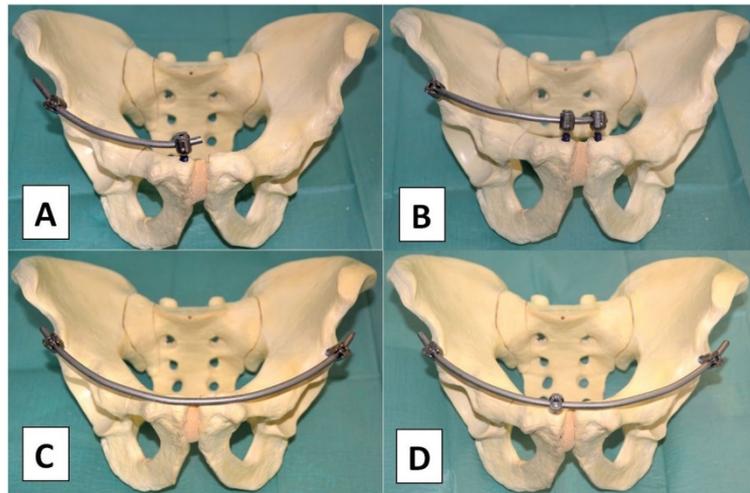


Abbildung 14: Darstellung der getesteten Osteosyntheseverfahren: A) unilaterales INFIX, B) modifiziertes unilaterales INFIX, C) Standard INFIX, D) modifiziertes Standard INFIX

Es zeigte sich eine signifikant höhere Stabilität des erweiterten unilateralen INFIX (Abbildung 14 B) im Vergleich zum Standard-INFIX (Abbildung 14 A und C). Ferner war unter Verwendung des erweiterten unilateralen INFIX die mittlere Dislokation im Vergleich zu den anderen Systemen am geringsten.

Somit ist der erweiterte unilaterale INFIX der Fixateur der Wahl bei der minimal-invasiven Behandlung von Frakturen des vorderen Beckenrings. Durch das einseitige Einbringen der Osteosynthese kann die Gefahr der bilateralen Nervenschädigung vermieden werden.

1.3. Biomechanische Untersuchung einer minimal-invasiven Schraubenosteosynthese zur Versorgung von Acetabulumfrakturen vom T-Typ

Minimally invasive screw fixation is as stable as anterior plating in acetabular T-Type fractures - a biomechanical study. Becker CA, Kammerlander C, Cavalcanti Kußmaul A, Dotzauer F, Woiczinski M, Rubenbauer B, Sommer F, Linhart C, Weidert S, Zeckey C, **Greiner A**. Orthop Traumatol Surg Res 2018; 104(7): 1055-1061.

Die operative Versorgung von Acetabulumfrakturen vom T-Typ erfolgt in der Regel durch eine offene Reposition und Plattenosteosynthese, wobei diese Therapie mit einem traumatischen Zugang, hohem Blutverlust und einer längeren Rehabilitationszeit verbunden

ist. Der INFIX und die retrograde Schambeinschraubenfixation zeigten vielversprechende Ergebnisse bei der minimal-invasiven Behandlung von Beckenringfrakturen. Minimal-invasive Behandlungskonzepte zur Versorgung von Acetabulumfrakturen vom T-Typ sind jedoch noch nicht etabliert.

Die Studie am Sawbones® Kunstknochen sollte biomechanische Eigenschaften und die potentielle Fähigkeit zur Reposition der vorderen Hüftpfannensäule untersuchen. Dabei wurden drei minimal-invasive Behandlungsoptionen mit der bereits etablierten offenen Versorgung (vordere 14-Loch-Verriegelungsplatten-Osteosynthese) miteinander verglichen (Abbildung 15). Die

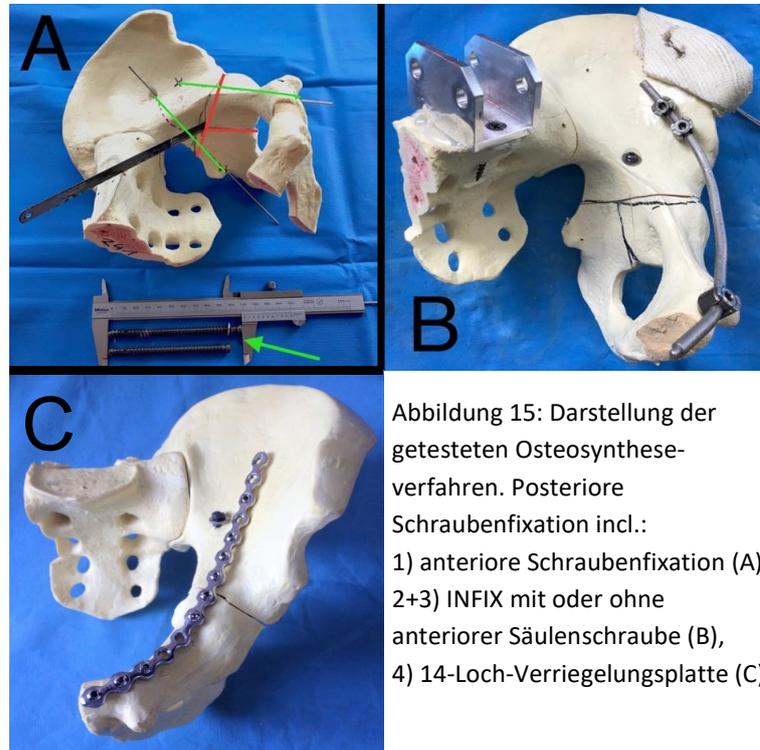


Abbildung 15: Darstellung der getesteten Osteosyntheseverfahren. Posteriore Schraubenfixation incl.:

- 1) anteriore Schraubenfixation (A),
- 2+3) INFIX mit oder ohne anteriorer Säulenschraube (B),
- 4) 14-Loch-Verriegelungsplatte (C)

Dislokation der Frakturfragmente wurde mit einem 3D-Ultraschall-Messsystem detektiert.

In der biomechanischen Untersuchung zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der einzelnen Versorgungskonzepte bezüglich der Dislokation der Fragmente und Steifigkeit der Osteosynthese.

Somit stellen im Vergleich zur offenen Plattenosteosynthese die minimal-invasiven Fixationstechniken (anteriore Schraubenfixation bzw. INFIX, mit oder ohne anteriore Säulenschraube) eine adäquate Alternative für die Versorgung von nicht oder nur leicht verschobenen Acetabulumfrakturen vom T-Typ dar. Darüber hinaus könnte der INFIX ein effektives Hilfsmittel für die Reposition der vorderen Pfannensäule sein.

1.4. Biomechanische Untersuchung einer minimal-invasiven Osteosynthese zur Versorgung von instabilen Beckenfrakturen Typ C

Biomechanical comparison of minimally invasive treatment options for Type C unstable fractures of the pelvic ring. Cavalcanti Kußmaul A, Greiner A, Kammerlander C, Zeckey C, Woiczinski M, Thorwächter C, Gennen C, Kleber C, Böcker W, Becker CA. Orthop Traumatol Surg Res 2020 Feb;106(1):127-133.

Die Art und Weise der operativen Therapie von instabilen Beckenfrakturen vom Typ C ist umstritten und wird ständig weiterentwickelt. Gerade minimal-invasive Osteosynthesen werden immer häufiger zur Versorgung von nicht oder nur wenig dislozierten Beckenfrakturen eingesetzt, um eine möglichst schnelle Rehabilitation des Patienten zu erreichen.

Die Studie untersuchte vier Kombinationen von minimal-invasiven Techniken zur Fixierung von instabilen AO-Typ C1 Beckenverletzungen, wobei die biomechanische Stabilität dieser Techniken entweder einzeln oder auch in Kombination evaluiert wurde. Minimal-invasive Versorgungstechniken

waren der unilaterale INFIX, die Iliosakral-Schraube, der transiliakale Fixateur interne und die retrograde transpubische Schraube.

Die vier getesteten Kombinationen der Versorgungstechniken sind in Abbildung 16 dargestellt. Die entsprechenden Osteosyntheseverfahren wurden am Kunstknochen einer zyklischen Belastung zwischen 100 N und 200 N unterzogen.

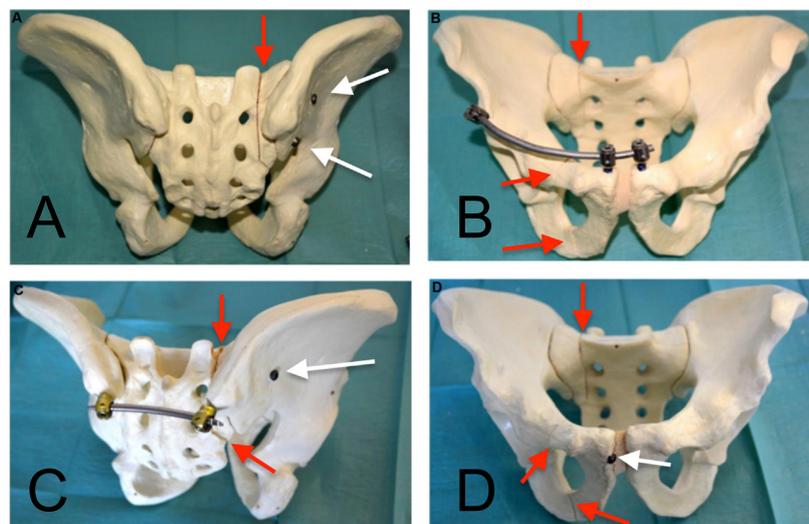


Abbildung 16: Darstellung der getesteten Osteosynthesen:

Gruppe 1: unilaterales INFIX + zwei Iliosakralschrauben (A+B),

Gruppe 2: unilaterales INFIX + transiliakaler Fixateur interne + eine Iliosakralschraube (B+C),

Gruppe 3: retrograde transpubische Schraube + zwei Iliosakralschrauben (A+D),

Gruppe 4: retrograde transpubische Schraube + transiliakaler Fixateur interne + eine Iliosakralschraube (C+D).

Ergebnis der Studie war, dass die beschriebenen minimal-invasiven Fixationsmethoden alle eine ausreichende biomechanische Stabilität gewährleisten, wobei keine Methode einer anderen überlegen war. Die Unterschiede bezüglich des Ausmaßes der anterioren und posterioren Verschiebungen waren nicht signifikant. Die Absolutwerte suggerierten jedoch, dass von allen getesteten Methoden die Kombination von zwei SI-Schrauben mit einer retrograden transpubischen Schraube (Gruppe 3) die geringste Verschiebung und die höchste Steifigkeit besitzen könnte.

Alle minimal-invasiven Techniken könnten daher das klinische Ergebnis der Operation verbessern, da sie die chirurgische Invasivität und die Operationszeit reduzieren, und gleichzeitig eine ausreichende biomechanische Stabilität bieten.

1.5. Biomechanische Untersuchung einer neuartigen, minimal-invasiven Bandcerclage zur Versorgung von inkompletten hinteren Beckenfrakturen.

Tape suture for stabilization of incomplete posterior pelvic ring fractures-biomechanical analysis of a new minimally invasive treatment for incomplete lateral compression pelvic ring fractures. Becker CA, Kussmaul AC, Suero EM, Regauer M, Woiczinski M, Braun C, Flatz W, Pieske O, Kammerlander C, Boecker W, Greiner A. J Orthop Surg Res 2019 Dec 27;14(1):465.

Inkomplette hintere Beckenfrakturen (AO Typ B2.1) gehören zu den häufigsten Verletzungen des Beckenrings. Obwohl die Behandlung der Wahl weiterhin umstritten ist, ist die Versorgung mittels SI-Schrauben derzeit der Goldstandard der operativen Therapie. Zu den Nachteilen der SI-Verschraubung gehört das Risiko einer Nervenwurzel- oder Blutgefäßverletzung bzw. Schädigung des intakten



Abbildung 17: Darstellung der FiberTape® Cerclage am hinteren Becken

Iliosakralgelenkes. Seit wenigen Jahren werden Bandcerclagen eingesetzt, um zum Beispiel Verletzungen der Syndesmose am Sprunggelenk, der Rotatorenmanschette oder des Acromioclaviculargelenkes der Schulter zu versorgen.

Die Studie untersuchte die biomechanischen Eigenschaften einer neuartigen FiberTape® Bandcerclage zur Stabilisierung des hinteren Beckenrings bei inkompletten Sacrumfrakturen (AO-Typ B2.1) am humanen Becken (Abbildung 17). Als Vergleich diente die Standardosteosynthese mittels SI-Schraube. Durch ein 3D-Ultraschall-Messsystem konnte das Ausmaß der Dislokation der Frakturfragmente gemessen werden.

Unter zyklischer Belastung zeigte sich hinsichtlich der Dislokation am hinteren Beckenring bzw. der Steifigkeit kein signifikanter Unterschied zwischen der Osteosynthese mittels SI-Schraube und mittels FiberTape® Bandcerclage.

Im Vergleich zur Implantation einer SI-Schraube besaß die Osteosynthese mittels FiberTape® Bandcerclage ein geringeres intraoperatives Risiko hinsichtlich der Verletzung von Blut- und Nervenstrukturen bzw. Schädigung des Iliosakralgelenkes. Bei vergleichbaren biomechanischen Eigenschaften ist somit die FiberTape® Bandcerclage eine vielversprechende Technik hinsichtlich einer erfolgreichen Stabilisierung des hinteren Beckenrings nach lateralen Kompressionsfrakturen.

1.6. Biomechanische Untersuchung der SI-Schraubenosteosynthese mit oder ohne Zementaugmentation zur Versorgung von Frakturen im Bereich des hinteren Beckenrings.

Biomechanical stability of sacroiliac screw osteosynthesis with and without cement Augmentation. Suero EM*, Greiner A*, Becker CA, Cavalcanti-Kußmaul A, Weidert S, Pfeufer D, Woiczinski M, Braun C, Flatz W, Böcker W, Kammerlander C. Injury 2020; pii: S0020-1383(20)30071-1.

Die perkutane SI-Schraubenosteosynthese ist die operative Standardbehandlung von nicht oder nur wenig dislozierten Frakturen im Bereich des hinteren Beckenrings. Diese minimal-invasive Osteosynthese zeigt gute biomechanische Ergebnisse, ist mit einem geringen intraoperativen Trauma verbunden, und ermöglicht eine frühe postoperative Mobilisierung,

die gerade bei älteren Patienten nach Frakturen des Beckens entscheidend ist. Im Vergleich zur isolierten Schraubenosteosynthese im sakralen Wirbelkörper (SWK) 1 zeigt die zusätzliche Implantation einer weiteren Schraube in SWK 2 biomechanische Vorteile. Jedoch ist die korrekte Platzierung einer SI-Schraube in SWK 2 deutlich schwieriger durchzuführen, und sehr von anatomischen Varianten des Patienten abhängig, weshalb es häufig zu einer Fehllage dieser Schraube kommt. Bereits früher konnte gezeigt werden, dass die Augmentation der SWK 1 Schraube mit Knochenzement die biomechanische Belastbarkeit dieser Schraubenosteosynthese erhöht.

In der Studie sollte unter zyklischer Belastung im humanen Becken untersucht werden, ob die biomechanischen Eigenschaften einer mit Knochenzement augmentierten SI-Schraube in SWK 1 mit den biomechanischen Eigenschaften einer doppelten Schraubenosteosynthese in SWK 1 und SWK 2 vergleichbar sind.

Zunächst konnte gezeigt werden, dass die Versorgung mittels einer einzelnen, nicht zementierten SI-Schraube zu einer signifikant höheren Dislokationsrate und schlechteren Stabilität führte, als die Versorgung mittels einer einzelnen, zementierten, oder mittels zweier, nicht zementierter Schrauben. Es ergab sich jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen der Versorgung mittels einer zementierten SI-Schraube in SWK 1, und der Doppelschraubentechnik in SWK 1 und SWK 2. Somit scheint es aus biomechanischer Sicht sinnvoll, bei einer schwer in SWK 2 zu platzierenden SI Schraube, diese nicht zu implantieren, und stattdessen eine Zementaugmentation einer Schraube in SWK 1 durchzuführen.

2. Biomechanische Untersuchungen resorbierbarer Implantate

2.1. Resomer C212[®] in Vertebro- oder Kyphoplastie- eine Studie zur Evaluation biomechanischer und thermischer Eigenschaften.

Resomer C212[®] in vertebroplasty or kyphoplasty - A feasibility study on artificial bones with biomechanical and thermal evaluation. **Greiner A**, Bongartz A, Woiczinski M, Befrui N, Pieske O, Suero EM, Bruder J, Kammerlander C, Böcker W, Becker CA. Technol Health Care 2020 Jul 14.

Die Vertebroplastie und Kyphoplastie sind heute etablierte Methoden zur Behandlung von Kompressionsfrakturen von Wirbelkörpern (AO Typ A) sowie von Wirbelkörpermetastasen. Augmentierte Wirbelkörper aus Polymethylmethacrylat (PMMA) zeigen jedoch aufgrund der erhöhten Stabilität des augmentierten Wirbelkörpers Frakturen nachfolgender Wirbelkörper. Resorbierbare Zemente werden derzeit nur experimentell eingesetzt. Viele kommerziell erhältliche resorbierbare Kalziumphosphat-Zemente weisen keine ausreichende biomechanische Stabilität zur Behandlung von Wirbelkörperfrakturen auf. Resomer C212[®] (Evonik Industries AG, Essen, Deutschland) ist ein langsam resorbierbares Poly- ϵ -Caprolacton, das niedrige Schmelztemperaturen und gute biomechanische Eigenschaften aufweist.

In dieser Studie sollte untersucht werden, inwiefern Poly- ϵ -Caprolacton Resomer C212[®] für die Kypho- oder Vertebroplastie geeignet ist, welche Temperaturen in der Augmentation auftreten, und ob Unterschiede in der Belastbarkeit im Vergleich zu konventionellem PMMA-Zement messbar sind.

Hierzu wurden 23 Sawbones[®]-Blöcke (7.5 offenzelliger Schaumstoff, SKU: 1522-09, beidseitig laminiert, 4x4x2,9cm, Sawbones, Vashon Island, USA) in drei Gruppen aufgeteilt: 7 ohne Augmentation, 8 augmentiert mit PMMA-Zement Traumacem V+[®] (DePuy Synthes, West Chester, USA) und 8 augmentiert mit Resomer C212[®]. Die Temperaturmessungen wurden in einem 37°C warmen Wasserbad zentral im Block und an der Deck- und Grundplatte durchgeführt. Es folgte eine axiale Belastung mit einer Maximalkraft von bis zu 2000N mittels Universalprüfmaschine (Instron E 10000, Instron Industrial Products, Grove City, USA).

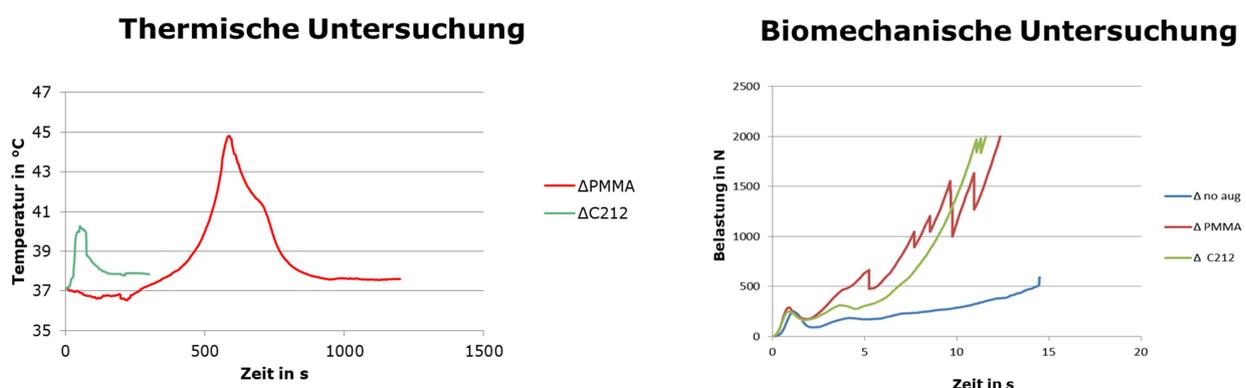


Abbildung 18: Thermische und biomechanische Charakteristika der Augmentation von Sawbones[®]-Blöcke mittels Resomer C212[®] und PMMA

Es zeigte sich, dass die Anwendung von Resomer C212[®] in der Kyphoplastie oder Vertebroplastie gut durchführbar ist. Die thermische Analyse ergab signifikant niedrigere Temperaturen und eine kürzere Temperaturanwendung in der Resomer C212[®]-Gruppe. Bei der biomechanischen Belastung bis zu 2000 N konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen festgestellt werden (Abbildung 18).

2.2. Bio-ISOS: Bioresorbierbare intramedulläre Spann-Osteosynthese zur Versorgung von Schaftfrakturen kleiner Röhrenknochen

Development and biomechanical evaluation of a new biodegradable intramedullary implant for osteosynthesis of midshaft fractures of small hollow bones. Pieske O, Bauer M, Schröder Ch, Michaelis I, Massen F, Wallmichrath J, Suero EM, **Greiner A**. Technol Health Care 2020; 28(2): 185-192.

Die Versorgung von dislozierten Frakturen im Bereich der Diaphyse von Röhrenknochenfrakturen ist ein zentraler Bestandteil der Traumaversorgung. Die operative Behandlung umfasst die Reposition und anschließende Fixierung der Fragmente, entweder mittels extramedullärer Platten, oder intramedullär mittels Metallnägeln. Nach der Frakturheilung ist häufig eine Entfernung der Metallimplantate erforderlich.

Aufgrund ihrer biomechanischen Vorteile und des minimal-invasiven Zugangs ist die intramedulläre Nagelung der bevorzugte Therapieansatz bei der Versorgung langer Knochenschaftfrakturen. Allerdings kann die intramedulläre Osteosynthese bei kurzen Röhrenknochen vergleichsweise problematisch sein. Komplikationen nach der Versorgung von Frakturen kleiner Röhrenknochen sind auf eine unzureichende biomechanische Stabilität und auf eine fehlende Kompression an der Frakturstelle als Folge des geringen Durchmessers des Marknagels und des Fehlens von Verriegelungsbolzen zurückzuführen.

Ziel der Studie war die Entwicklung eines neuen Typs von langsam abbaubaren, intramedullären Implantaten, die durch zusätzliche axiale Kompression eine

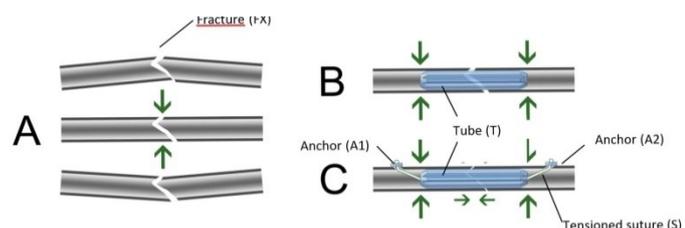


Abbildung 19: Funktionskonzept der neuen Osteosynthese-Technik (schematische Darstellung)

biomechanisch stabile Fixierung von Schaftfrakturen kleiner Röhrenknochen gewährleisten sollten.

Wir untersuchten verschiedene Implantatprofile mittels Finite Element Berechnung und entwickelten einen Prototyp mit dem besten Volumen/Spannungsverhältnis unter Verwendung der abbaubaren Materialien Resomer LR704s[®] und Resomer C212[®] im Spritzgussverfahren. Beide Materialien sind für die medizinische Verwendung zugelassen und zeigten einen langsamen Abbau über mindestens ein Jahr. Die Implantate wurden in einer Universalprüfmaschine (Zwick/Roell Z010, Ulm, Deutschland) mittels 3-Punkt-Biegebelastung getestet. Anschließend wurde mittels 4-Punkt-Biegeversuch an künstlichen Sawbones[®] Mittelhandknochen die Stabilität der Bio-ISOS Osteosynthese (Abbildung 19) mit kommerziell erhältlichen Plattenosteosynthesen (Leibinger Set, Stryker, Michigan, USA) biomechanisch verglichen.

Die Ergebnisse der 3-Punkt-Biegetests zeigten eine signifikant höhere Belastbarkeit der Resomer LR704s[®] Implantate im Vergleich zu den Resomer C212[®] Implantaten. Die Belastbarkeit der Bio-ISOS-Osteosynthesen aus Resomer LR704s[®] war im biomechanischen Sawbones[®] Kunstknochenmodell signifikant größer als die aller anderen getesteten Plattenosteosynthesen.

IV. Liste der zur kumulativen Habilitation beitragenden Publikationen

1. Erst- oder Letztautorenschaften

- Resomer C212[®] in vertebroplasty or kyphoplasty: A feasibility study on artificial bones with biomechanical and thermal evaluation. **Greiner A**, Bongartz A, Woiczinski M, Befrui N, Pieske O, Suero EM, Bruder J, Kammerlander C, Böcker W, Becker CA. Technol Health Care 2020 Jul 14. **IF 0,79**
- Biomechanical stability of sacroiliac screw osteosynthesis with and without cement Augmentation. Suero EM*, **Greiner A***, Becker CA, Cavalcanti-Kußmaul A, Weidert S, Pfeufer D, Woiczinski M, Braun C, Flatz W, Böcker W, Kammerlander C. Injury 2020 Jan 30. pii: S0020-1383(20)30071-1. **IF 1,83**
- Development and biomechanical evaluation of a new biodegradable intramedullary implant for osteosynthesis of midshaft fractures of small hollow bones. Pieske O, Bauer M, Schröder C, Michaelis I, Massen F, Wallmichrath J, Suero EM, **Greiner A**. Technol Health Care 2020;28(2):185-192. **IF 0,79**
- Tape suture for stabilization of incomplete posterior pelvic ring fractures-biomechanical analysis of a new minimally invasive treatment for incomplete lateral compression pelvic ring fractures. Becker CA, Cavalcanti-Kussmaul A, Suero EM, Regauer M, Woiczinski M, Braun C, Flatz W, Pieske O, Kammerlander C, Böcker W, **Greiner A**. J Orthop Surg Res 2019 Dec 27;14(1):465. **IF 1,91**
- Modified less invasive anterior subcutaneous fixator for unstable Tile-C-pelvic ring fractures: a biomechanical study. Becker CA, Kammerlander C, Cavalcanti-Kußmaul A, Woiczinski M, Thorwächter C, Zeckey C, Sommer F, Linhart C, Weidert S, Suero EM, Böcker W, **Greiner A**. Biomed Eng Online 2019 Mar 29;18(1):38. **IF 2,01**
- Minimally invasive screw fixation is as stable as anterior plating in acetabular T-Type fractures - a biomechanical study. Becker CA, Kammerlander C, Cavalcanti-Kußmaul A, Dotzauer F, Woiczinski M, Rubenbauer B, Sommer F, Linhart C, Weidert S, Zeckey C, **Greiner A**. Orthop Traumatol Surg Res 2018 Nov; 104(7): 1055-1061. **IF 1,57**

2. Co-Autorenschaften

- The T-pod is as stable as supraacetabular fixation using 1 or 2 Schanz screws in partially unstable pelvic fractures: a biomechanical study. Zeckey C, Cavalcanti-Kußmaul A, Suero EM, Kammerlander C, **Greiner A**, Woiczinski M, Braun C, Flatz W, Boecker W, Becker CA. Eur J Med Res 2020 Jul 18; 25: 26. **IF 1,82**
- Biomechanical comparison of minimally invasive treatment options for Type C unstable fractures of the pelvic ring. Cavalcanti-Kußmaul A, **Greiner A**, Kammerlander C, Zeckey C, Woiczinski M, Thorwächter C, Gennen C, Kleber C, Böcker W, Becker CA. Orthop Traumatol Surg Res 2020 Feb; 106(1): 127-133. **IF 1,57**

* shared first authership

V. Literaturverzeichnis

1. An YH, Woolf SK, Friedman RJ. Pre-clinical in vivo evaluation of orthopaedic bioabsorbable devices. *Biomaterials* 2000; 21 (24): 2635–52.
2. Baierlein SA (Hrsg.). *Frakturklassifikationen*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2011.
3. Balogh Z, Caldwell E, Heetveld M, D'Amours S, Schlaphoff G, Harris I, Sugrue M. Institutional practice guidelines on management of pelvic fracture-related hemodynamic instability: do they make a difference? *The Journal of trauma* 2005; 58 (4): 778–82.
4. Becker CA, Kammerlander C, Kußmaul AC, Woiczinski M, Thorwächter C, Zeckey C, Sommer F, Linhart C, Weidert S, Suero EM, Böcker W, Greiner A. Modified less invasive anterior subcutaneous fixator for unstable Tile-C-pelvic ring fractures: a biomechanical study. *Biomedical engineering online* 2019; 18 (1): 38.
5. Blasier RD, Bucholz R, Cole W, Johnson LL, Mäkelä EA. Bioresorbable implants: applications in orthopaedic surgery. *Instructional course lectures* 1997; 46: 531–46.
6. Böstman OM. Intense granulomatous inflammatory lesions associated with absorbable internal fixation devices made of polyglycolide in ankle fractures. *Clinical orthopaedics and related research* 1992; (278): 193–9.
7. Böstman OM, Laitinen OM, Tynnenen O, Salminen ST, Pihlajamäki HK. Tissue restoration after resorption of polyglycolide and poly-laevo-lactic acid screws. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 2005; 87 (11): 1575–80.
8. Burkhardt M, Nienaber U, Krause J, Pizanis A, Moersdorf P, Culemann U, Aghayev E, Paffrath T, Pohlemann T, Holstein JH. Das komplexe Beckentrauma: Matching des Beckenregisters DGU mit dem TraumaRegister DGU®. *Der Unfallchirurg* 2015; 118 (11): 957–62.
9. Chatterjee S, Saxena M, Padmanabhan D, Jayachandra M, Pandya HJ. Futuristic medical implants using bioresorbable materials and devices. *Biosensors & bioelectronics* 2019; 142: 111489.
10. Claes L, Ignatius A. Entwicklung neuer biodegradabler Implantate. *Der Chirurg* 2002; 73 (10): 990–6.

11. Culemann U, Oestern HJ, Pohlemann T. Aktuelle Behandlung der Beckenringfraktur. *Der Unfallchirurg* 2014; 117 (2): 145-59; 160-1.
12. Culemann U, Tosounidis G, Reilmann H, Pohlemann T. Die Beckenringverletzung-- Diagnostik und aktuelle Behandlungsmöglichkeiten. *Der Chirurg* 2003; 74 (7): 219.
13. Daniels AU, Chang MK, Andriano KP. Mechanical properties of biodegradable polymers and composites proposed for internal fixation of bone. *Journal of applied biomaterials an official journal of the Society for Biomaterials* 1990; 1 (1): 57-78.
14. deLong WG, Dalsey RM. Posterior stabilization of the pelvis with sacral bars. *Operative Techniques in Orthopaedics* 1993; 3 (1): 19-25.
15. Depuy Synthes. Electronic Instructions for Use. [10.8.2020], Online: <https://ifu.depuysynthes.com/?lang=de>.
16. Dienstknecht T, Berner A, Lenich A, Nerlich M, Fuechtmeier B. A minimally invasive stabilizing system for dorsal pelvic ring injuries. *Clinical orthopaedics and related research* 2011; 469 (11): 3209-17.
17. Dienstknecht T, Berner A, Lenich A, Zellner J, Mueller M, Nerlich M, Fuechtmeier B. Biomechanical analysis of a transiliac internal fixator. *International orthopaedics* 2011; 35 (12): 1863-8.
18. Gänsslen A, Müller M, Nerlich M (Hrsg.). *Azetabulumfrakturen*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2016.
19. Gaona LA, Gómez Ribelles JL, Perilla JE, Lebourg M. Hydrolytic degradation of PLLA/PCL microporous membranes prepared by freeze extraction. *Polymer Degradation and Stability* 2012; 97 (9): 1621-32.
20. Gardner MJ, Mehta S, Mirza A, Ricci WM. Anterior pelvic reduction and fixation using a subcutaneous internal fixator. *Journal of orthopaedic trauma* 2012; 26 (5): 314-21.
21. Gardner MJ, Nork SE. Stabilization of unstable pelvic fractures with supraacetabular compression external fixation. *Journal of orthopaedic trauma* 2007; 21 (4): 269-73.
22. Gerlach KL. Resorbierbare Polymere als Osteosynthesematerialien. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie: MKG* 2000; 4 Suppl 1: S91-102.
23. Greenberg AM, Schmelzeisen R (Hrsg.). *Craniomaxillofacial Reconstructive and Corrective Bone Surgery*. New York: Springer Verlag, 2019.

24. Grün NG, Donohue N, Holweg P, Weinberg A-M. Resorbierbare Implantate in der Unfallchirurgie. *J. Miner. Stoffwechs. Muskuloskelet. Erkrank.* 2018; 25 (3): 82–9.
25. Helling H-J, Prokop A, Schmid HU, Nagel M, Lilienthal J, Rehm KE. Biodegradable implants versus standard metal fixation for displaced radial head fractures. A prospective, randomized, multicenter study. *Journal of shoulder and elbow surgery* 2006; 15 (4): 479–85.
26. Helling H WA. Gewebereaktion im Verlauf des Abbaus polymerer Implantate. *OP Journal* 1998; (14): 245.
27. Hoffmann MF, Dudda M, Schildhauer TA. Unilaterale trianguläre lumbopelvine Stabilisierung: Indikationen und Technik. *Der Unfallchirurg* 2013; 116 (11): 985–90.
28. Hoffmann R, Weller A, Helling HJ, Krettek C, Rehm KE. Lokale Fremdkörperreaktionen auf biodegradierbare Implantate. Eine Klassifikation. *Der Unfallchirurg* 1997; 100 (8): 658–66.
29. Kannus P, Palvanen M, Niemi S, Parkkari J, Järvinen M. Epidemiology of osteoporotic pelvic fractures in elderly people in Finland: sharp increase in 1970-1997 and alarming projections for the new millennium. *Osteoporosis international* 2000; 11 (5): 443–8.
30. Keel MJB, Bastian JD, Buehler L, Siebenrock K-A. Anteriore Zugänge zum Acetabulum. *Der Unfallchirurg* 2013; 116 (3): 213–20.
31. Kerschbaum M, Hausmann N, Worlicek M, Pfeifer C, Nerlich M, Schmitz P. Patient-related outcome of unstable pelvic ring fractures stabilized with a minimal invasive screw-rod system. *Health and quality of life outcomes* 2017; 15 (1): 248.
32. Kohn D, Pohlemann T. *Operationsatlas für die orthopädisch-unfallchirurgische Weiterbildung*. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag, 2013.
33. Kurz S, Fischer B, Böhme J. Biomechanik des Beckens. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 2017; 12 (01): 27–44.
34. Kuttner M, Klaiber A, Lorenz T, Füchtmeier B, Neugebauer R. Der subkutane ventrale Fixateur interne (SVFI) am Becken. *Der Unfallchirurg* 2009; 112 (7): 661–9.
35. Letournel E. The treatment of acetabular fractures through the ilioinguinal approach. *Clinical orthopaedics and related research* 1993; (292): 62–76.
36. Majola A, Vainionpää S, Vihtonen K, Mero M, Vasenius J, Törmälä P, Rokkanen P. Absorption, biocompatibility, and fixation properties of polylactic acid in bone tissue: an

- experimental study in rats. *Clinical orthopaedics and related research* 1991; (268): 260–9.
37. Matta JM. Indications for anterior fixation of pelvic fractures. *Clinical orthopaedics and related research* 1996; (329): 88–96.
38. Michaelis I. Dynamische Eigenschaften des biodegradierbaren Polymers Poly-ε-caprolacton und Anwendungsbeispiele für den Einsatz als Implantatmaterial. Dissertation. Aachen, 2010.
39. Müller-Mai C. Frakturen: Klassifikation und Behandlungsoptionen. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 2010.
40. Nagels J, Stokdijk M, Rozing PM. Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery* 2003; 12 (1): 35–9.
41. Navarro M, Michiardi A, Castaño O, Planell JA. Biomaterials in orthopaedics. *Journal of the Royal Society, Interface* 2008; 5 (27): 1137–58.
42. Ochs BG, Stuby FM, Ateschrang A, Stoeckle U, Gonser CE. Retrograde lag screw placement in anterior acetabular column with regard to the anterior pelvic plane and midsagittal plane -- virtual mapping of 260 three-dimensional hemipelvises for quantitative anatomic analysis. *Injury* 2014; 45 (10): 1590–8.
43. Oh H-K, Choo SK, Kim J-J, Lee M. Stoppa Approach for Anterior Plate Fixation in Unstable Pelvic Ring Injury. *Clinics in orthopedic surgery* 2016; 8 (3): 243–8.
44. Pieske O, Landersdorfer C, Trumm C, Greiner A, Wallmichrath J, Gottschalk O, Rubenbauer B. CT-guided sacroiliac percutaneous screw placement in unstable posterior pelvic ring injuries: accuracy of screw position, injury reduction and complications in 71 patients with 136 screws. *Injury* 2015; 46 (2): 333–9.
45. Pieske O. BIO-ISOS - Ein neuartiges Implantat für Röhrenknochenfrakturen. Habilitation. München, 2010.
46. Prokop A, Helling H-J, Hahn U, Udomkaewkanjana C, Rehm KE. Biodegradable implants for Pipkin fractures. *Clinical orthopaedics and related research* 2005; (432): 226–33.
47. Prokop A, Jubel A, Helling HJ, Udomkaewkanjana C, Brochhagen HG, Rehm KE. Neue biodegradable Polylactid-implantate (Polypin((R))-C) zur Therapie von Radiuskopffrakturen. *Der Chirurg* 2002; 73 (10): 997–1004.

48. Rommens PM, Hofmann A. Comprehensive classification of fragility fractures of the pelvic ring: Recommendations for surgical treatment. *Injury* 2013; 44 (12): 1733–44.
49. Routt ML, Simonian PT, Grujic L. The retrograde medullary superior pubic ramus screw for the treatment of anterior pelvic ring disruptions: a new technique. *Journal of orthopaedic trauma* 1995; 9 (1): 35–44.
50. Sagi HC, Ordway NR, DiPasquale T. Biomechanical analysis of fixation for vertically unstable sacroiliac dislocations with iliosacral screws and symphyseal plating. *Journal of orthopaedic trauma* 2004; 18 (3): 138–43.
51. Schmal H. Epidemiology and outcome of complex pelvic injury. *Acta Orthop Belg* 2005; 71 (1): 41–7.
52. Schmitz P, Baumann F, Grechenig S, Gaensslen A, Nerlich M, Müller MB. The cement-augmented transiliacal internal fixator (caTIFI): an innovative surgical technique for stabilization of fragility fractures of the pelvis. *Injury* 2015; 46: S114-S120.
53. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker KH. PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2018.
54. Seppänen-Kaijansinkko R, Lindqvist C. Bioresorbable materials for bone fixation: review of biological concepts and mechanical aspects. New York: Springer Verlag, 2019.
55. Stevenson AJ, Swartman B, Bucknill AT. Perkutane interne Fixation bei Beckenfrakturen. *Der Unfallchirurg* 2016; 119 (10): 825–34.
56. Surgery Reference AO Foundation. [12.8.2020], Online: <https://surgeryreference.aofoundation.org/>.
57. Tile M. Pelvic ring fractures: should they be fixed? *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 1988; 70 (1): 1–12.
58. Todo M, Park S-D, Takayama T, Arakawa K. Fracture micromechanisms of bioabsorbable PLLA/PCL polymer blends. *Engineering Fracture Mechanics* 2007; 74 (12): 1872–83.
59. Törmälä P. Biodegradable self-reinforced composite materials; Manufacturing structure and mechanical properties. *Clinical Materials* 1992; 10 (1-2): 29–34.
60. Tosounidis G, Culemann U, Wirbel R, Holstein JH, Pohlemann T. Die perkutane transiliosakrale Zugschraubenosteosynthese des hinteren Beckenrings. Erhöhte Sicherheit durch Standardisierung von Visualisierung und Technik. *Der Unfallchirurg* 2007; 110 (8): 669–74.

61. Turvey TA, Proffit WP, Phillips C. Biodegradable fixation for craniomaxillofacial surgery: a 10-year experience involving 761 operations and 745 patients. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 2011; 40 (3): 244–9.
62. Vaidya R, Colen R, Vigdorichik J, Tonnos F, Sethi A. Treatment of unstable pelvic ring injuries with an internal anterior fixator and posterior fixation: initial clinical series. *Journal of orthopaedic trauma* 2012; 26 (1): 1–8.
63. Verbeek DO, Verbeek D, Sugrue M, Balogh Z, Cass D, Civil I, Harris I, Kossmann T, Leibman S, Malka V, Pohl A, Rao S, Richardson M, Schuetz M, Ursic C, Wills V. Acute management of hemodynamically unstable pelvic trauma patients: time for a change? Multicenter review of recent practice. *World journal of surgery* 2008; 32 (8): 1874–82.
64. Wintermantel E, Ha S-W. *Medizintechnik: Life Science Engineering*. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 2009.
65. Wojahn RD, Gardner MJ. Fixation of Anterior Pelvic Ring Injuries. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2019; 27 (18): 667–76.
66. Wong JM-L, Bewsher S, Yew J, Bucknill A, Steiger R de. Fluoroscopically assisted computer navigation enables accurate percutaneous screw placement for pelvic and acetabular fracture fixation. *Injury* 2015; 46 (6): 1064–8.

VI. Abkürzungsverzeichnis

3D	3 Dimensional
°C	Grad Celsius
AG	Aktiengesellschaft
AO	Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese
Art.	Articulatio
CO ₂	Kohlenstoffdioxid
FE	Fenite Elemente
FFP	Fragility fracture of the pelvis
H ₂ O	Wasser
INFIX	Interner Fixateur
MPa	Megapascal
N	Newton
P	Standardabweichung
PCL	Polycarprolacton
PDS	Polydioxanon
PGA	Polyglykolid
pH	Pondus Hydrogenii
PLA	Polylactid
PMMA	Polymethylmethacrylat
S	Sekunden
SI- Verschraubung	Ileosacrale Verschraubung
Sog.	Sogenannt
SWK	Sacraler Wirbelkörper
TIFI	Transiliacaler Fixateur interne

T-Pod

Trauma Pelvic Orthotic Device

T-Typ-Acetabulumfraktur

Transversale Acetabulumfraktur

z.B.

Zum Beispiel

VII. Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1: Das knöchernerne menschliche Becken [53]
- Abbildung 2: Ligamentäre Strukturen des menschlichen Beckens [33]
- Abbildung 3: Belastungsverteilung in der (A) Stand- und (B) Ganganalyse [33]
- Abbildung 4: AO Klassifikation von Beckenfrakturen [2]
- Abbildung 5: FPP Klassifikation von Beckenfrakturen [48]
- Abbildung 6: Konservative Stabilisierung des Beckenringes mittels Beckengurt [56].
Copyright by AO Foundation, Switzerland
- Abbildung 7: Operative Stabilisierung des Beckenringes: A) Beckenzwinge, B) Fixateur externe [56]. Copyright by AO Foundation, Switzerland
- Abbildung 8: Plattenosteosynthesen bei Beckenringfrakturen: A) Symphysensprengung, B) Sitz-, Schambein- und Acetabulumfrakturen [15]
- Abbildung 9: Plattenosteosynthesen bei Beckenringfrakturen: A) dorsale Darmbeinfrakturen, B) hintere Acetabulumfrakturen [15]
- Abbildung 10: Osteosynthesen bei Kreuzbeinfrakturen: A) bilaterale dorsale Plattenosteosynthese, B) unilaterale dorsale Plattenosteosynthese, C) lumbopelvine Spondylodese [56]. Copyright by AO Foundation, Switzerland
- Abbildung 11: Minimal-invasive Osteosynthesen am hinteren Beckenring: A) ISG Schraube, B) unilaterale trianguläre lumbo-pelvine Stabilisierung, C) transiliacaler Fixateur internen, D) Sacrum Stäbe [15, 16, 56]. Copyright by AO Foundation, Switzerland
- Abbildung 12: Minimal-invasive Osteosynthesen am vorderen Beckenring: A) unilateraler INFIX, B) bilateraler INFIX, C) hintere und vordere Pfeilerschraube am Acetabulum, D) retrograde transpubische Schraube incl. Sacrumschrauben [4, 18]
- Abbildung 13: Degradation von Polymeren
- Abbildung 14: Darstellung der getesteten Osteosyntheseverfahren: A) unilateraler INFIX, B) modifizierter unilateraler INFIX, C) Standard INFIX, D) modifizierter Standard-INFIX

Abbildung 15: Darstellung der getesteten Osteosyntheseverfahren. Posteriore Schraubenfixation incl.: 1) anteriore Schraubenfixation (A), 2+3) INFIX mit oder ohne anteriorer Säulenschraube (B), 4) 14-Loch-Verriegelungsplatte (C)

Abbildung 16: Darstellung der getesteten Osteosynthesen: Gruppe 1: unilateraler INFIX + zwei Iliosakralschrauben (A+B), Gruppe 2: unilateraler INFIX + transiliakaler Fixateur interne + eine Iliosakralschraube (B+C), Gruppe 3: retrograde transpubische Schraube + zwei Iliosakralschrauben (A+D), Gruppe 4: retrograde transpubische Schraube + transiliakaler Fixateur interne + eine Iliosakralschraube (C+D)

Abbildung 17: Darstellung der FiberTape[®] Cerclage am hinteren Becken

Abbildung 18: Thermische und biomechanische Charakteristika der Augmentation von Sawbones[®]-Blöcke mittels Resomer C212[®] und PMMA

Abbildung 19: Funktionskonzept der neuen Osteosynthese-Technik (schematische Darstellung)

VIII. Urheberrechtliche Freigaben

1. Depuy/Synthes

Greiner, Axel Philipp Wolfgang Dr.

Von: Greiner, Axel Philipp Wolfgang Dr.
Gesendet: Mittwoch, 21. Oktober 2020 11:06
An: Greiner, Axel Philipp Wolfgang Dr.
Betreff: WG: Einwilligung des Urhebers Bildmaterial für Habilitation

Sehr geehrter Herr Dr. Greiner,

Ich freue mich, Ihnen heute bestätigen zu können, dass Sie die unten genannten Bilder für Ihre Habilitationsschrift verwenden dürfen, wenn Sie mit nachstehenden Regelungen einverstanden sind:

Hiermit gewährt DePuySynthes, ein Geschäftsbereich der Johnson und Johnson Medical GmbH, Ihnen ein kostenloses, einfaches, nicht übertragbares, nicht unterlizenzierbares, nicht ausschließliches auf Deutschland beschränktes Nutzungs- und Verwertungsrecht an folgenden Bildern (nachfolgend „Bildmaterial“).

Aus dem Manual Beckenimplantate und Instrumente:

*Seite 21 Bild Nummer 3 Symphyse Platte
 Seite 27 unteres Bild Plattenosteosynthese am hinteren os ileum
 Seite 37 unteres Bild Platte am Ramus des Os pubis fixieren
 Seite 61 Becken zwinge und Fixateur externe Becken
 Seite 62 Sacrumstäbe und Krallenplatte 3.5*

Sie dürfen das Bildmaterial bis auf Widerruf ausschließlich zu folgenden Zwecken nutzen: Online Veröffentlichung in Ihrer Habilitationsschrift

Mit freundlichen Grüßen

i. V. PATRICIA GROSSMANN
 Business Operations Specialist DePuy Synthes



Johnson & Johnson MEDICAL GmbH
 Hummelsbütteler Steindamm 71, D-22851 Norderstedt, Germany

T. +49 (40) 5297-4615
 pgrossma@its.jnj.com

Amtsgericht Kiel, HRB 1045 NO, Geschäftsführer: Kristof Boogaerts (Vorsitzender), Andrew Morris

VERTRAULICHKEITSHINWEIS: Dieses E-Mail - und alle anhängenden Dokumente – enthalten Informationen, die ausschließlich für die adressierte Person bestimmt sind. Die Informationen können gemäß den einschlägigen Vorschriften vertraulich und/oder von Veröffentlichungen ausgenommen sein. Das Kopieren und die Weitergabe an nicht autorisierte Dritte sind verboten. Falls Sie nicht der Empfänger sind, benachrichtigen Sie uns bitte umgehend. Danke.

DATENSCHUTZ: Die Johnson & Johnson Medical GmbH engagiert sich für Ihre Privatsphäre und möchte, dass Sie mit der Art und Weise vertraut sind, wie wir Informationen erfassen, nutzen und weitergeben. Bitte lesen Sie hierzu die Hinweise zur Datenschutzgrundverordnung unter <http://www.jnj.de/disclaimer/datenschutz.html>.

CONFIDENTIALITY NOTICE: This email and any documents which may accompany it, contains information, which is intended solely for the use of the individual or entity to which it is addressed, and which may contain information that is privileged, confidential and/or otherwise exempt from disclosure under applicable law. If the reader of this message is not the intended recipient, any disclosure, dissemination, distribution, copying or other use of this communication or its substance are prohibited. If you have received this communication in error, please contact us immediately. Thank you.

PRIVACY: Johnson & Johnson Medical GmbH is concerned about privacy issues and wants you to be familiar with how we collect, use, and disclose information. To learn more about please visit <http://www.jnj.de/disclaimer/datenschutz.html> (Hinweise zur Datenschutzgrundverordnung).

2. Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese Trauma

From: Marcel Erismann <Marcel.Erismann@aofoundation.org>
Date: Monday, 19 October 2020 at 16:09
To: Axel.Greiner@med.uni-muenchen.de <Axel.Greiner@med.uni-muenchen.de>
Subject: Urheberrechtliche Freigabe für Bildmaterial

Sehr geehrter Herr Greiner

Es freut uns, dass Sie gerne Bildmaterial von uns benutzen möchten.

AO Foundation gibt Ihnen gerne die Freigabe für illustrierte Bilder (aufgrund Ihrer Lir sich bei den gewünschten Bilder um Illustrationen (nicht um Fotos oder X-Rays) hanc oder X-Rays müssen Sie sich beim Author direkt melden.

Bei der Verwendung der Abbildungen bitten wir Sie, den folgenden Vermerk anzubri "Copyright by AO Foundation, Switzerland" und die Quelle anzugeben. Bitte beachte dass die Bilder nicht abgeändert werden dürfen.

Mit freundlichen Grüßen

Marcel Erismann

Marcel Erismann
Senior Medical Illustrator

AO Foundation | AO Education Institute
Stettbachstrasse 6 | 8600 Dübendorf | Switzerland
Phone: +41 44 802 65 14
marcel.erismann@aofoundation.org | www.aofoundation.org



Pelvic alignment and stabilization with temporary pelvic binder is performed prior to angiography.

<https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/pelvic-ring/acute-pelvic-treatment/ai-embolization#packing-versus-angio-embolization>

Tightening of screws The screws are tightened to secure the frame:

5. Alternative fixation technique

<https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/pelvic-ring/sacrum/orif-ilioiliac-plate#alternative-fixation-technique>

5. Vertical reduction

<https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/pelvic-ring/sacrum/orif-spinopelvic-fixation#iliac-screws>

5. Vertical reduction

<https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/pelvic-ring/sacrum/orif-triangular-osteosynthesis#iliac-pedicle-screw>

The chosen cannulated lag screw is inserted with a washer.

<https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/pelvic-ring/sacrum/mio-iliosacral-screw-for-sacrum#iss-fixation-procedure>

Pelvic ring

file:///C:/Users/Axel%20Greiner/Downloads/AootA_Classification_2018_Compendium.pdf



IX. Danksagung

Herrn Professor Dr. med. Wolfgang Böcker danke ich für die stets freundliche und konstruktive Unterstützung meiner wissenschaftlichen Tätigkeit, um die Durchführung dieser Arbeit zu ermöglichen.

Besonders möchte ich Frau Dr. med. Bianca Rubenbauer und Herrn PD Dr. med. Oliver Pieske danken, die in kollegialer Zusammenarbeit mein klinisches und wissenschaftliches Vorankommen maßgeblich unterstützt und geprägt haben.

Die biomechanischen Versuche wurden vorwiegend am Institut für Biomechanik und experimentelle Orthopädie durchgeführt. Für die Unterstützung von Herrn Professor Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson, Direktor der orthopädischen Klinik und Poliklinik, möchte ich mich besonders bedanken. Natürlich gilt ebenfalls mein Dank dem Team, bestehend aus Professor Dr. med. habil. Dr.-Ing. Wolfgang Plitz, Dipl.-Ing. Christian Schröder, Dr. Ing. Matthias Woiczinski und Dipl.-Ing. Christian Thorwächter.

Die Arbeitsgruppe Biomaterialien bzw. Wirbelsäule- und Beckenchirurgie stellt sich zusammen aus Professor Dr. med. Christian Kammerlander, Dr. med. Bianca Rubenbauer, Dr. med. Simon Weidert, Dr. med. Christopher Becker, Dr. med. Fabian Sommer, Dr. med. Christoph Linhart, Dr. med. Eduardo Suero, Herr Adrian Cavalcanti-Kußmaul, PD Dr. med. Oliver Pieske und Dr. med. Felix Maßen. Jeder einzelnen Kollegin und Kollegen gilt mein herzlichster Dank für die freundschaftliche, gute und zuverlässige Unterstützung.

Für die kritische und konstruktive Durchsicht des Manuskriptes danke ich Herrn Professor Dr. med. Wolfgang Hartl.

Abschließend möchte ich mich bei meiner geliebten Frau für die Unterstützung und Geduld während der gesamten Habilitation bedanken.