

**Vergleichende biomechanische Untersuchung zur Stabilität einer  
Azetabulumfraktur (vorderer Pfeiler)  
mit Platten- bzw. Zugschraubenosteosynthesen  
(Titan vs. Stahl vs. Biodegradierbar)**

**Dissertation**

zur Erlangung des akademischen Grades  
doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät der  
Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Christoph E. Schwarz  
geboren am 18. September 1982 in Jena

## **Gutachter**

- 1. Prof. Dr. Dr. G.O. Hofmann, Jena**
- 2. PD Dr. A. Roth, Eisenberg**
- 3. Prof. Dr. V. Bühren, Murnau**

**Tag der öffentlichen Verteidigung: 15.05.2012**

## Einheiten

°	Grad
Gy	Gray
m	Meter
N	Newton
Pa	Pascal
s	Sekunde

## Abkürzungsverzeichnis

3D	Dreidimensional
A.	Arteria
Aa.	Arteriae
AG	Arbeitsgemeinschaft
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CE	Conformité Européenne
CT	Computertomografie
DGU	Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie
FA.	Firma
ggf.	gegebenenfalls
IAS	Infraazetabuläre Schraube
IGF	Insulin-like Growth Factor
ISG	Iliosakralgelenk
Lat.	lateinisch
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
M.	Musculus
Mm.	Musculi
N.	Nervus
n. Chr.	nach Christus

OP	Operation
p.a.	per anno
PDLLA	Poly(D,L-Lactid)
PGA	Polyglykolid
PLA	Polylactid
PLLA	Poly(L-Lactid)
SD	Standard Deviation
TGF- $\beta$ 1	Transforming Growth Factor $\beta$ 1
TMC	Trimethylencarbonat
v. Chr.	vor Christus
vs.	versus
z.B.	zum Beispiel

# Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung .....	1
2. Einleitung .....	3
2.1. Azetabulumfrakturen .....	4
2.1.1. Inzidenz.....	4
2.1.2. Anatomie .....	5
2.1.3. Biomechanik.....	6
2.1.4. Unfallmechanismus .....	8
2.1.5. Diagnostik .....	8
2.1.6. Klassifikationen .....	9
2.1.6.1. Klassifikation nach Letournel und Judet .....	9
2.1.6.2. Klassifikation nach AO .....	10
2.1.7. Begleitverletzungen.....	11
2.1.8. Therapieverfahren .....	11
2.1.8.1. Konservative Therapie .....	12
2.1.8.2. Operative Therapieverfahren.....	12
2.1.8.2.1. Indikationen zu operativen Therapieverfahren .....	12
2.1.8.2.2. Offene Reposition und Plattenosteosynthese .....	14
2.1.8.2.3. Offene Reposition und Schraubenosteosynthese .....	15
2.1.8.2.4. Geschlossene Reposition und Schraubenosteosynthese .....	15
2.1.8.2.5. Peri- und postoperative Therapie .....	16
2.1.9. Komplikationen.....	17
2.1.10. Outcome .....	20
2.2. Biodegradierbare Materialien in der Unfallchirurgie .....	21
2.2.1. Geschichte.....	21
2.2.2. Werkstoffe .....	22
2.2.3. Biodegradation .....	23
2.2.4. Anwendungsbereiche am Becken .....	25
2.2.5. Vorteile und Nachteile .....	25
3. Ziele der Arbeit.....	28
4. Material und Methoden .....	29

4.1. Kunststoffbeckenmodell .....	29
4.2. Frakturmodell.....	29
4.3. Osteosyntheseverfahren .....	30
4.3.1. Plattenosteosynthesen .....	31
4.3.2. Schraubenosteosynthesen .....	32
4.3.3 Die infraazetabuläre Schraube.....	33
4.3.4. Gruppeneinteilung .....	33
4.4. Versuchsaufbau .....	35
4.5. Bewegungsmessungen .....	36
4.6. Versuchsdurchführung und Testablauf.....	37
4.7. Statistische Auswertungen.....	38
5. Ergebnisse .....	39
5.1. Belastungen .....	39
5.2. Dislokationen .....	39
5.2.1 Richtungsbetrachtungen.....	39
5.2.2. Dislokationsbeträge.....	42
5.3. Bruchtests.....	45
6. Diskussion.....	46
7. Schlussfolgerungen .....	51
8. Literatur- und Quellenverzeichnis.....	52
9. Anhang.....	63

# **1. Zusammenfassung**

## **Einleitung**

Der Goldstandard zur operativen Therapie von Azetabulumfrakturen ist gegenwärtig die offene Reposition und Fixation durch Plattenosteosynthesen. Alternativ existieren Veröffentlichungen über weniger invasive Schraubenosteosynthesen, wenn eine geschlossene anatomische Rekonstruktion möglich ist. Bei aktuell steigender Fallzahl von vorderen Pfeilerfrakturen des älteren Patienten werden weniger invasive Therapien benötigt, um operationsbezogene Risiken zu minimieren. Zusätzlich haben biodegradierbare Implantate einen Vorteil gegenüber konventionellen Osteosynthesematerialien, da diese bei einem späteren Gelenkersatz, aufgrund des Auftretens einer posttraumatischen Arthrose oder einer Femurkopfnekrose, keine Implantatentfernung notwendig ist.

## **Ziele der Arbeit**

Die Ziele der Arbeit sind die Untersuchung der optimalen Schraubenpositionierung bei einer Schraubenosteosynthese von vorderen Pfeilerfrakturen, als auch der biomechanische Vergleich der Primärstabilität unterschiedlicher Osteosyntheseverfahren (konventionelle Platten vs. winkelstabile Platten vs. Schraubenosteosynthesen) und Schraubenmaterialien (Titan vs. Stahl vs. biodegradierbares PLA). Wir nahmen an, dass Schraubenosteosynthesen aus unterschiedlichen Materialien bzw. winkelstabile Plattensysteme eine vergleichbare Primärstabilität wie der Goldstandard, die konventionelle Plattenosteosynthese, aufweisen. Im Weiteren gingen wir davon aus, dass eine infraazetabuläre Schraubenposition bei allen Osteosyntheseverfahren zu einer deutlichen Stabilitätszunahme führt.

## **Material und Methoden**

Vorversuche wurden durchgeführt, um die optimalen Schraubenpositionen an Kunststoffbeckenmodellen der FA. Synbone zu finden, die mit einer vorderen Pfeilerfraktur präpariert waren. Die Versorgung dieses Frakturtyps erfolgte sowohl mittels Schrauben aus 3 unterschiedlichen Materialien (Gruppen 4-6) als auch mit winkelstabilen und nichtwinkelstabilen Plattensystemen (Gruppen 1-3). Die so instrumentierten Modelle wurden in einer etablierten Versuchsanordnung zur Simulation des Einbeinstandes zyklisch

mit maximal 800 N belastet. Während dieser Belastungszyklen wurden die relativen Bewegungen der Fragmente im Frakturspalt zueinander mittels eines Ultraschall-basierten Zebris-3D-Motion-Analysers gemessen. Ein weiterer Belastungstest in gleicher Art und Weise wurde nach Entfernen der Infraazetabulären Schraube am jeweils selben Beckenmodell durchgeführt. Zusätzlich untersuchten wir zwei Becken pro Gruppe in Bruchtests. Die statistischen Auswertungen erfolgten mittels Ryan-Homogenitätstests, die jeweils auf dem generalisierten Ryan-Signifikanzniveau von 95 % durchgeführt wurden. Bruchtests wurden mit Scheffé-post hoc Tests überprüft.

## **Ergebnisse**

Eine IAS erhöhte die Frakturstabilität signifikant, unabhängig von den verschiedenen Osteosynthesen oder deren Materialien. Die relative Reihenfolge in der Primärstabilität +/- IAS von der stabilsten zur instabilsten Osteosynthese: Titanschrauben [+] = nichtwinkelstabile & winkelstabile Platten [+] > Synthes-Platten nichtwinkelstabil & winkelstabil [-] > Stahlschrauben [+] = Stryker-Platte [-] > Titanschrauben [-] > PLA-Schrauben [+] > Stahlschrauben [-] > PLA-Schrauben [-]. In den Bruchtests lagen die maximalen Belastungswerte bei 1102 N bis 1586 N (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung:  $1307 \pm 77$  N). Während die IAS zu keinem signifikanten Anstieg der Maximalbelastung führte, konnte ein Wechsel der Versagenslokalisation vom hinteren Pfeiler zum hinteren Beckenring beobachtet werden.

## **Schlussfolgerungen**

Der Einsatz einer IAS erhöhte die Primärstabilität in allen Fällen hochsignifikant. Sie sollte daher, wenn immer möglich, bei Vorderen Pfeilerfrakturen eingesetzt werden. Die Schraubenosteosynthesen bieten alternative Therapieoptionen, und sollten daher, je nach Frakturverlauf und Patient, in die Überlegungen einbezogen werden. Beide Metallschraubenvarianten erfüllen die geforderten biomechanischen Eigenschaften. Die biodegradierbaren Schrauben müssen noch weiter, z.B. hinsichtlich ihrer Belastbarkeit über die Zeit, untersucht werden.



## 2. Einleitung

Beckenfrakturen sind seltene Verletzungen, unter denen Azetabulumfrakturen als Gelenkfrakturen eine eigene Entität darstellen. Bis Anfang der 80er Jahre wurden Azetabulumfrakturen bevorzugt konservativ behandelt. Dabei traten häufig immobilisationsassoziierte Komplikationen wie Thromboembolien, Gelenkeinstellungen, Druckulzera und psychosoziale Dekompensation auf (Weise und Weller 1987). Seit 1980 wurden, basierend auf mehreren anatomisch-radiologischen Studien, zunehmend operative Therapien angewandt (Judet et al. 1962, Letournel 1966, Mears et al. 1985, Matta et al. 1986a, Mayo 1994), wobei die offene Reposition und interne Plattenosteosynthese gegenwärtig den Goldstandard darstellen. Durch eine verbesserte präoperative Diagnostik und Analyse der Frakturen mittels qualitativ hochwertiger bildgebender Verfahren, wie die Computertomographie, werden Fortschritte in der operativen Behandlung erzielt. Wie bei allen Gelenkfrakturen ist das Ziel die anatomische Reposition, da Stufen oder Inkongruenzen zur frühzeitigen Gelenkerstörung führen (Haas et al. 1999). Im Weiteren ist eine stabile Fixierung der Fraktur wichtig, um eine frühfunktionelle Nachbehandlung mit Mobilisation des Patienten zu gewährleisten und somit immobilisationsassoziierte Komplikationen zu vermeiden. Hierfür sind jedoch zumeist ausgedehnte operative Zugänge erforderlich, die neben dem initialen Trauma für einen Großteil der postoperativen Beschwerden verantwortlich gemacht werden (Mayo 1994, Matta 1996, Giannoudis et al. 2005). Mit Einführung der Computer-navigierten Beckenchirurgie kommen vermehrt minimal invasive, perkutane Techniken zur Anwendung (Crowl und Kahler 2002, Kahler 2003, Gras et al. 2008). Die Entwicklung der posttraumatischen Arthrose bei liegenden Osteosynthesematerialien stellt weiterhin ein Problem dar. Dies macht die Revisionschirurgie mit Prothesenversorgung zu einem anspruchsvollen Unterfangen.

Trotz anatomischer Reposition beschrieben sehr erfahrene Operateure sekundäre Koxarthroseraten von ca. 20 % (Letournel 1980, Mayo 1994, Matta 1996, Rommens und Hessmann 1999). Auch in einer neueren Metaanalyse mit 3670 eingeschlossenen Azetabulumfrakturen wurde dies beobachtet (Giannoudis et al. 2005). Aufgrund dieses beträchtlichen Risikos diskutieren verschiedene Autoren im Einzelfall, insbesondere bei älteren Patienten mit osteoporotischen Knochen, initial eine temporäre (teils minimal invasive) osteosynthetische Stabilisierung zur „bone stock Konsolidierung“ und anschließend

eine frühzeitige endoprothetische Versorgung (Starr et al. 2001, Culemann et al. 2005). In diesen Fällen ist eine möglichst subchondrale Schraubenlage notwendig, um eine sichere Frakturstabilisierung im festen Knochenanteil zu erzielen (Culemann et al. 2005). Der Nachteil dieser Schraubenpositionierung liegt aber in der möglichen Interferenz mit einer späteren Pfannenimplantation bei totalendoprothetischem Ersatz. Dies erfordert in der Mehrzahl der Fälle eine komplizierte und teils risikoreiche Schraubenentfernung (Abbildung 1) und erschwert einen sekundären endoprothetischen Gelenkersatz zusätzlich (Hofmann et al. 2008). Durch die Verwendung von biodegradierbaren Schrauben lässt sich die Problematik der Implantatentfernung möglicherweise vermeiden.

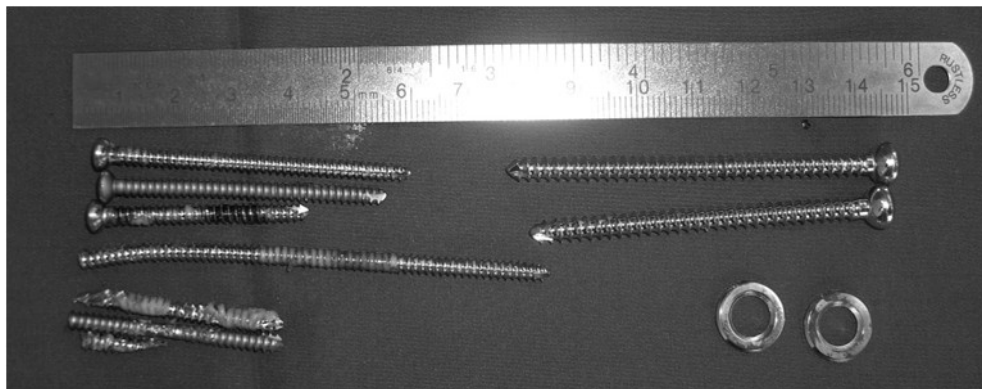


Abbildung 1: Schrauben nach Materialentfernung einer Plattenosteosynthese im Rahmen einer Hüft-TEP-Implantation bei posttraumatischer sekundärer Koxarthrose.

In wieweit die geringere Festigkeit der biodegradierbaren Materialien (Hofmann und Wagner 1993) einen Nachteil in der Versorgung von Frakturen und Osteotomien darstellt, muss in biomechanischen und klinischen Studien untersucht werden. Dazu soll mit der vorliegenden Arbeit ein Beitrag geleistet werden.

## **2.1. Azetabulumfrakturen**

### **2.1.1. Inzidenz**

Verschiedene Arbeitsgruppen (Ragnarsson und Jacobsson 1992, Pohlemann et al. 1996) geben eine Inzidenz der Beckenfrakturen von 20/100.000 p.a. bzw. 3 %– 8 % aller Frakturen an. Von diesen wiederum weisen nur 20 %– 30 % eine Beteiligung des Azetabulums auf (Pohlemann et al. 1996). Jedoch steigt bei zunehmender Krafteinwirkung und

Gesamtverletzungsschwere die Inzidenz auf über 25 % an. Eine Studie an 189 tödlich Verunfallten zeigte, dass in 76 Fällen, also sogar bei 42 %, eine Beckenverletzungen vorlag (Voigt 1965). In den letzten Jahren wird eine Zunahme in der Gruppe der Altersfrakturen beobachtet. So treten diese zumeist als Monoverletzung im Rahmen von gewöhnlichen Stürzen bei einer durchschnittlich älter werdenden Bevölkerung auf.

### **2.1.2. Anatomie**

Das Azetabulum (lat. für Essignäpfchen) ist die knöcherne Gelenkpfanne des Hüftgelenks. An seinem Aufbau sind drei Knochen beteiligt: Darmbein, Schambein und Sitzbein. Diese bilden eine halbkugelförmige Aushöhlung, welche an der kaudalen Seite an der Incisura acetabuli unterbrochen ist. Den Rand dieser Pfanne umschließt ein nach kaudal offener, faserknorpeliger Ring, das Labrum acetabulare. Ein Ringschluss erfolgt durch das Lig. transversum acetabuli, welches die Inzisura acetabuli überspannt. Die mit Gelenkknorpel überzogene Gelenkfläche stellt die halbmondförmige Facies lunata dar. Der restliche, knorpelfreie Teil ist die Fossa acetabuli, die mit lockerem Fett- und Bindegewebe aufgefüllt ist. In deren kaudalen Anteil entspringt das Lig. capitis femoris und zieht zum Femurkopf, genauer zur Fovea capitis femoris. Dieses Band enthält eine den Oberschenkelkopf versorgende Arterie, den Ramus acetabularis der A. obturatoria. Den Gelenkkopf des Hüftgelenks bildet der kugelige, mit Knorpel überzogene Femurkopf. Insgesamt umschließt die Gelenkpfanne zwei Drittel des Gelenkkopfes und wird deshalb auch als Enarthrose bezeichnet. Die Gelenkkapsel des Hüftgelenks ist sehr derb und fest. Sie entspringt am knöchernen Rand des Azetabulums und zieht zur Linea intertrochanterica bis ca. zur Mitte des Oberschenkelhalses. Sie wird durch mehrere starke Bänder verstärkt: das Lig. iliofemorale an der Vorderseite, das Lig. pubofemorale medial und das Lig. ischiofemorale an der dorsalen Seite. Diese, mit der Gelenkkapsel verwobenen Bänder umschließen den Femurkopf- und -hals in Form einer Spirale. Die Muskeln, die besonders im Einbeinstand auf das Hüftgelenk antagonistisch wirken und das Becken somit stabilisieren, kann man in 2 Gruppen einteilen. Zum Einen die Adduktoren, welche vom Schambeinkamm zur Oberschenkelknocheninnenseite ziehen, zum Anderen die Abduktoren, die von der Außenseite der Darmbeinschaukel zum Trochanter major an der Außenseite des Femurs verlaufen. Zu den Adduktoren zählen der M. adductor brevis, M. adductor longus und der

M. adductor magnus. Zu den Abduktoren gehören der M. gluteus maximus (kranialer Teil), M. gluteus medius und minimus, der M. tensor fasciae latae sowie der M. piriformis.

### 2.1.3. Biomechanik

Das Becken besteht aus dem Kreuzbein und den beiden Ossa coxae. Diese bilden, verbunden durch die Sakroiliakalgelenke und die Symphyse, den Beckenring. Der fünfte Lendenwirbel ist mittels kräftigen Bändern und Muskeln mit dem Kreuzbein und beiden Beckenschaufeln verbunden und überträgt die Gewichtskraft der oberen Körperhälfte beim Stehen und Gehen über das Becken und die Hüftgelenke auf die unteren Extremitäten. Gerade an das Hüftgelenk als Kraftüberträger werden biomechanisch sehr hohe Anforderungen gestellt. Dies gilt umso mehr, wenn man die Belastungen im Einbeinstand betrachtet. Hierbei wird die gesamte Gewichtskraft des Körpers (abzüglich der des Standbeines) im Hüftgelenk auf das Standbein übertragen. Hinzu kommt, dass im Einbeinstand die Belastung durch das Körpergewicht und die von den Abduktoren aufgebrauchte Gegenkraft gleich groß sind. Aufgrund der Hebelverhältnisse kann die resultierende Kraft sogar bis zum 5,5-fachen des Körpergewichtes betragen (Olson 2003).

Um die Stabilität des Femurkopfes in der Gelenkpfanne zu gewährleisten, gibt es drei wesentliche Mechanismen:

- I. die kugelförmige Gelenkkongruenz, wobei der größte Teil des Femurkopfes vom Azetabulum umschlossen wird
- II. die kapselverstärkenden Bänder und
- III. die Muskulatur, insbesondere die Glutealmuskulatur und der M. iliopsoas.

Die mechanisch instabilste Azetabulumregion ist der kaudale, vom Lig. transversum überspannte Anteil. Aus biomechanischer Sicht kann jede Beckenhälfte in einen vorderen und einen hinteren Pfeiler unterteilt werden. Diese entsprechen in etwa dem kleinen griechischen Buchstaben Lambda „ $\lambda$ “ (Abbildung 2).

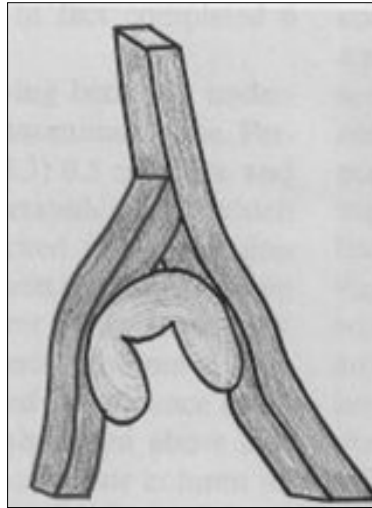


Abbildung 2: 2-Pfeiler Aufbau des Beckenknochens (Letournel und Judet 1993)

Beide Pfeiler verbinden sich im Bereich des Azetabulums. Der vordere Pfeiler besteht aus drei Segmenten, dem iliakalen, das den vorderen Anteil des Darmbeinflügels beinhaltet, dem azetabulären und dem pubischen Segment, welches dem Ramus superior ossis pubis und dem ventralen Anteil des Ramus inferior entspricht. Die Grenze zum hinteren Pfeiler verläuft in etwa parallel zum Lig. inguinale durch das Azetabulum und unterteilt dieses in zwei nahezu gleich große Anteile. Sie setzt sich durch das Foramen obturatorium zum Übergang zwischen Sitzbein und unterem Schambeinast fort. Der hintere Pfeiler wird auch als ilioischialer Pfeiler bezeichnet. Er liegt dorsal der beschriebenen Trennlinie und beinhaltet damit den dorsalen Anteil des Azetabulums, die Spina ischiadica und das Os ischii. Er besteht teilweise aus sehr fester Knochensubstanz, dem Os innominatum, und übernimmt die wesentliche Kraftübertragung vom Iliosakralgelenk (ISG) zum Azetabulum (Pohlemann und Gänsslen 1998b). Neben den knöchernen Strukturen existieren auch ligamentäre und muskuläre Stabilisatoren am Becken. Das Lig. sacrotuberale und das Lig. sacrospinale überspannen die Incisura ischiadica major und minor. Zusätzlich stabilisieren die Ligg. sacroiliaca das ISG. Muskuläre Stabilisatoren stellen die 21 am Hüftgelenk angreifenden Muskeln dar, die die Kräfte übertragen und dabei Belastungsspitzen im Hüftgelenk ausgleichen (Dalstra und Huiskes 1995).

#### **2.1.4. Unfallmechanismus**

Früher wurden Azetabulumfrakturen bevorzugt als Folge von Hochenergetraumata, beispielsweise bei Verkehrsunfällen, beobachtet. Bedingt durch den demographischen Wandel in der Bevölkerungsstruktur mit zunehmend älteren Patienten werden sie in den letzten Jahren vermehrt als Monoverletzungen durch einfache Stürze registriert. Die nötigen Kräfte für die Entstehung einer Azetabulumfraktur können in Abhängigkeit von der Knochenstruktur und der Krafteinwirkung sehr variabel sein (Fleischer et al. 1995). Bei indirekten Frakturmechanismen erfolgt die Kraftübertragung durch das Femur. In der Regel wirkt die Kraftspitze hierbei an der Stelle des Azetabulums, die in der Verlängerung des Kraftvektors liegt. So ist die hintere Wand betroffen, wenn die Person zum Zeitpunkt der Fraktorentstehung saß („dash-board-injury“ beim Hochrasanztrauma). Andererseits kommt es bei lateraler Kompression auf den Trochanter major in Nullstellung des Hüftgelenks aufgrund der Antetorsion des Schenkelhalses zu Frakturen des vorderen Pfeilers (Alterssturz als niederenergetisches Trauma). Die wesentlich selteneren, direkten Frakturmechanismen gehen fast immer mit erheblichen Weichteilschäden einher und stellen sich gehäuft als offene Frakturen dar (zum Beispiel im Rahmen einer Pfählungsverletzung).

Somit kann die Kenntnis des Unfallmechanismus die Klassifikation erleichtern. Umgekehrt ermöglicht eine genaue Diagnostik Rückschlüsse auf die Fraktorentstehung.

#### **2.1.5. Diagnostik**

Die Diagnostik von Azetabulumfrakturen erfolgt nach einem standardisierten Stufenkonzept. Sie beginnt mit der Unfallanamnese, welche Fragen nach Richtung und Stärke der Gewalteinwirkung beinhalten sollte. Die klinische Untersuchung ist bis auf wenige Ausnahmen (federnde Fixation mit Fehlstellung des Beines als Hinweis auf eine Luxation) zumeist unspezifisch und kann dem klinischen Bild von Schenkelhalsfrakturen ähneln. Eine weiterführende Differenzierung kann durch den vertikalen und horizontalen Kompressionsschmerz des Beckens erfolgen. Die konventionelle Röntgendiagnostik stellt die Basisbildgebung dar, bestehend aus einer Beckenübersicht sowie Ala- und Obturator-Aufnahmen. Anhand von Kontinuitätsunterbrechungen typischer radiologischer Leitlinien in diesen drei Standardprojektionen kann die Frakturklassifikation nach Letournel (Judet et al. 1964b, Letournel 1990, Letournel 1994) meist sicher bestimmt

werden.

Durch eine ergänzende CT-Untersuchung mit sagittalen und koronaren Rekonstruktionen sowie 3D-Oberflächendarstellung können Frakturverläufe und Frakturkomponenten besser visualisiert und in der exakten räumlichen Ausrichtung bestimmt werden. Hieraus gewinnt man wesentliche Zusatzinformationen, wie Trümmerzonen und intraartikuläre Fragmente, die für eine OP-Entscheidung relevant sind (Scott et al. 1987, Guy et al. 1992, Stroszczyński et al. 1996).

### **2.1.6. Klassifikationen**

Die Klassifikation der Azetabulumfraktur ist sowohl Teil der Diagnostik als auch Grundlage für die Therapie- bzw. Operationsplanung.

#### **2.1.6.1. Klassifikation nach Letournel und Judet**

Noch heute ist die von Letournel und Judet auf Basis konventioneller Röntgenaufnahmen erstellte Klassifikation die klinisch gebräuchlichste und für die Wahl des Operationszuganges entscheidend (Letournel 1961, Judet et al. 1964a, Letournel 1980). Sie unterscheidet 10 Frakturformen mit jeweils 5 einfachen und kombinierten Frakturverläufen. Den einfachen Frakturen ist gemein, dass nur eine einzige Bruchlinie das Azetabulum durchzieht. Zu Ihnen zählen die vordere Wand- und die vordere Pfeilerfraktur, die hintere Wand- und hintere Pfeilerfraktur, sowie die Querfraktur. Die kombinierten Frakturen setzen sich aus mehreren Bruchlinien zusammen. Zu Ihnen gehören die vordere Pfeiler- mit hinterer Hemiquerfraktur, die Quer- mit hinterer Wandfraktur, die hintere Pfeiler- mit hinterer Wandfraktur-, die Zweipfeiler-, sowie die T-Fraktur (Abbildung 3).

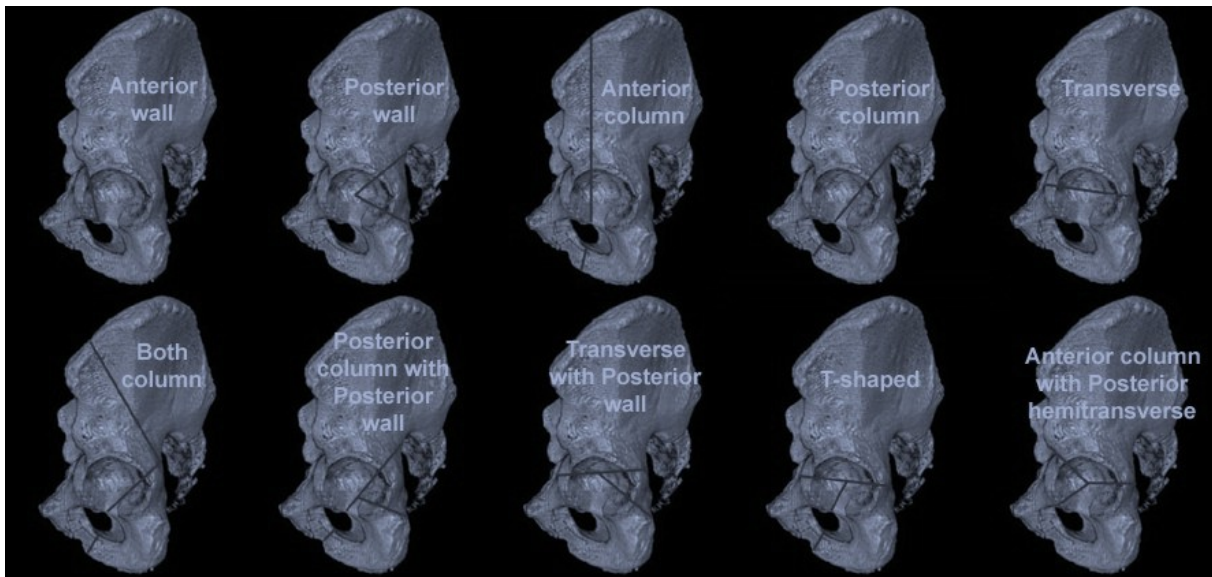


Abbildung 3: Klassifikationsschema nach Letournel und Judet (Thornton 2011)

Basierend auf dieser Klassifikation entwickelte Pohlemann zur Vereinfachung der Frakturtypidentifikation einen Algorithmus, der sich durch ein Ausschlussprinzip auszeichnet. In Abhängigkeit von der erhaltenen Kontinuität bzw. Unterbrechung verschiedener Leitlinien lässt sich damit eine sichere Klassifikation der Fraktur vornehmen (Pohlemann und Gänsslen 1998a). Die einzelnen Frakturtypen unterscheiden sich in ihren Inzidenzen (Pohlemann et al. 1996, Pohlemann und Gänsslen 1998a). Deren relative Häufigkeitsverteilung unterliegt in den letzten Jahrzehnten einem Wandel. Dieser ist bedingt durch eine bessere diagnostische Bildgebung, durch demographische Veränderungen, aber auch durch optimierte Sicherheitssysteme in Kraftfahrzeugen (Blum et al. 1991, Ochs et al. 2010).

#### 2.1.6.2. Klassifikation nach AO

Die AO-Klassifikation ist eine alphanumerische Weiterentwicklung der Letournel-Klassifikation. Letztere wurde um die Möglichkeit erweitert, Zusatzpathologien, wie z.B. die Anzahl der Fragmente, mit einzubeziehen. Die Azetabulumfrakturen werden in drei Hauptgruppen, die Einpfeiler-, die Quer- und die Zweipfeilerfraktur unterteilt, die mittels der Buchstaben A, B bzw. C codiert werden. Eine weitere Spezifikation mittels Subtypen und Untergruppen ermöglicht die Einteilung in insgesamt 49 Gruppen. So wird die in der vorliegenden Arbeit untersuchte hohe vordere Pfeilerfraktur in dieser Klassifikation als A3.2 codiert. Nach Müller können durch Anfügen weiterer Modifikatoren auch



Begleitverletzungen, wie etwa eine Mitbeteiligung des Femurkopfes, berücksichtigt werden (Müller 1996). Dieses sehr differenzierende Klassifikationssystem erleichtert insbesondere die wissenschaftlichen Auswertungen, eignet sich aber nicht für den Einsatz im klinischen Alltag.

### **2.1.7. Begleitverletzungen**

Bei Azetabulumfrakturen, besonders bei Hochrasanztraumata, muss immer mit Begleitverletzungen gerechnet werden. Kommt es zu zusätzlichen Verletzungen von Organen oder Gefäß- und Nervenbahnen im kleinen Becken, so spricht man definitionsgemäß von Komplexverletzungen, die prognosebestimmend sind (Gänsslen et al. 1996, Pohlemann et al. 1996, Ochs et al. 2010). Spezifische Zusatzverletzungen im Bereich des Hüftgelenkes sind neben Knorpelimpressionen auch Hüftkopffrakturen (Böhler 1953, Gruen et al. 1988, Brumback et al. 1990, Yue et al. 2001). Erstere entziehen sich häufig der nativen Röntgenuntersuchung, wodurch die Bedeutung der erweiterten Bildgebung unterstrichen wird. Hinweise für weitere Begleitverletzungen ergeben sich meist schon während der Anamnese und klinischen Untersuchung. Bei der Inspektion ist daher auf Prellmarken, Fehlstellungen im Hüftgelenk und Hämatome zu achten. Wie bei allen Frakturen muss die periphere Durchblutung, Motorik und Sensibilität der ipsilateralen unteren Extremitäten geprüft werden. Bei Azetabulumfrakturen kann es bevorzugt zu Kompressionen oder Intimaläsionen der Aa. iliaca und femoralis kommen. In sehr seltenen Fällen treten Blutungen auf, die sogar letal verlaufen können (Frank et al. 1989, Cheng et al. 1995, Wolinsky und Johnson 1995, Chen et al. 2003). Außerdem werden insbesondere bei Hüftluxationen und Hinterwandfrakturen Verletzungen des N. ischiadicus beobachtet, was auf den azetabulumnahen Verlauf zurückzuführen ist.

### **2.1.8. Therapieverfahren**

Da es sich vor allem bei isolierten Azetabulumfrakturen in der Regel nicht um lebensbedrohliche Verletzungen handelt, der Patient jedoch bei inadäquater Therapie erhebliche Folgeeinschränkungen hinnehmen muss, sollten Diagnostik und Therapieentscheidung äußerst sorgfältig und gründlich erfolgen.

### **2.1.8.1. Konservative Therapie**

Für etwa die Hälfte aller Azetabulumfrakturen kann eine frakturbedingte Indikation zur konservativen Therapie gestellt werden (Pohlemann et al. 1997). Auch allgemeine Grunderkrankungen oder Umstände, die die Operabilität des Patienten einschränken, können gegen die operative und für die konservative Behandlung sprechen (Pohlemann und Baumgaertel 1998). Hierbei ist eine regelmäßige Reevaluation der Therapie notwendig, um die Patienten bei einer zunehmenden Frakturdislokation frühzeitig einer operativen Therapie zuzuführen. In jedem Fall muss auf eine ausreichende Antikoagulation geachtet werden, da es sich bei diesen Patienten um eine Hochrisikogruppe für eine Thromboseentwicklung handelt (Russell et al. 2001, Stannard et al. 2001). Die Mobilisation sollte in Abhängigkeit der Frakturkonfiguration sehr vorsichtig mit Ent- oder Teilbelastung von maximal 15 kg für mindestens 6 Wochen und ggf. einer Limitierung der Hüftflexion erfolgen. Danach kann bei röntgenologischen Zeichen einer Frakturkonsolidierung die Mobilisation schrittweise bis zur Vollbelastung ab der 12. posttraumatischen Woche erfolgen (Culemann et al. 2005).

### **2.1.8.2. Operative Therapieverfahren**

Die Wahl des geeigneten Operations- und Osteosyntheseverfahrens stellt nach der eigentlichen OP-Indikation die nächste Herausforderung dar, um das Ziel einer exakten anatomischen Rekonstruktion und osteosynthetischen Stabilität des Hüftgelenks zu erreichen.

#### **2.1.8.2.1. Indikationen zu operativen Therapieverfahren**

Bereits 1961 war bekannt, dass ein wichtiges Kriterium für die Operationsindikation der Zustand des Pfannendachs ist (Rowe und Lowell 1961). Zur Einschätzung wird der „roof arc“ oder „Mattawinkel“ in den Standardprojektionen (Beckenübersicht, Ala und Obturator) gemessen. Hierzu wird eine Senkrechte durch das Zentrum des Azetabulums gelegt. Eine weitere Linie wird durch den nächstliegenden Punkt, an dem ein Frakturausläufer in das Azetabulum mündet, und durch das Azetabulumzentrum gezogen. Ist dieser Winkel in einer der Projektionen kleiner als 45°, so ist von einer potentiell instabilen Faktur auszugehen (Abbildung 4).

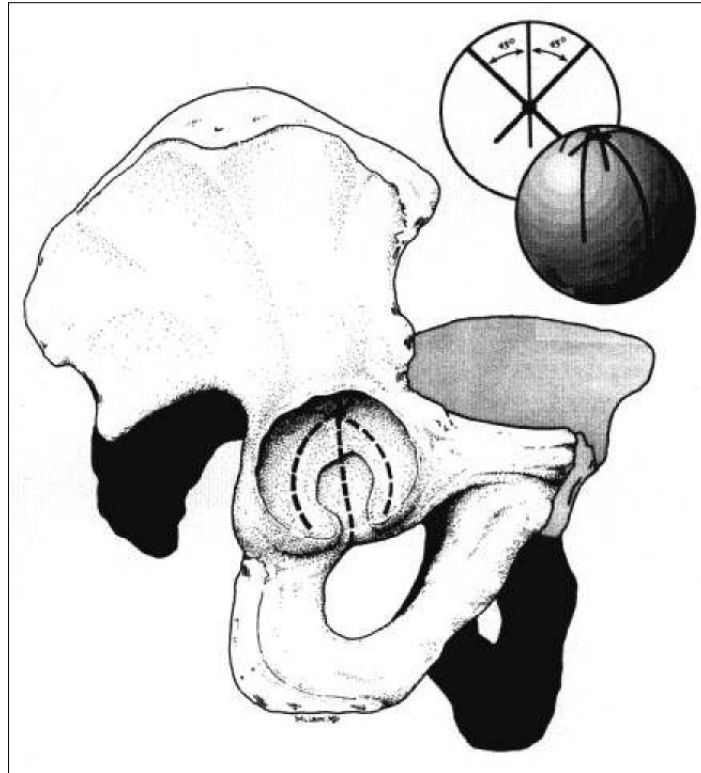


Abbildung 4: Rechtsseitiges Azetabulum mit den 3 Winkellinien nach Matta (gestrichelt). Diese Linien entsprechen den Projektionen des subchondralen Knochens in den 3 Standardebenen (AP, Obturator- und Iliakale-Schrägaufnahme)(Olson und Matta 1993).

Korrelierend hierzu wird ein entsprechender Algorithmus für die CT-Untersuchung beschrieben. Bei einem Frakturverlauf in den axialen Schichten, beginnend am Azetabulumdom bis 1 cm nach kaudal, geht man ebenfalls von einer potentiell instabilen Fraktur aus (Olson und Matta 1993).

Im Zweifelsfall wird eine dynamische Untersuchung unter dem Bildwandler empfohlen, wobei nicht dislozierte Azetabulamfrakturen mit zentriertem Femurkopf ohne Luxationstendenz einer konservativen Therapie zugeführt werden können.

Unabhängig von diesen Instabilitätskriterien liegt eine OP-Indikation bei Inkongruenz oder Stufenbildung, sowie bei komplexen Impressions- und Trümmerzonen mit freien Gelenkskörpern vor. Aber auch offene Frakturen, Luxationen mit Repositionshindernissen und begleitende Hüftkopffrakturen, sowie Nerven- und Gefäßverletzungen müssen unverzüglich einer operativen Versorgung zugeführt werden.

### **2.1.8.2.2. Offene Reposition und Plattenosteosynthese**

Hat man sich für eine offene operative Versorgung entschieden, dann ist die Wahl des geeigneten Zugangsweges die nächste wichtige Entscheidung. Während in den letzten Jahrzehnten ausgedehnte operative Zugänge teilweise mit Vorgehen über einen ventralen und dorsalen Zugang durchgeführt wurden, wird heute der Großteil aller Frakturtypen über einen der beiden Standardzugänge (ilioinguinal, Kocher Langenbeck) versorgt (Pohlemann et al. 1998b). Frakturen des vorderen Pfeilers können über den ilioinguinalen Zugang (Letournel 1993, Braun et al. 1997), die des hinteren Pfeilers über den Zugang nach Kocher-Langenbeck, erreicht werden.

Der ilioinguinale Zugang, von Letournel als anatomischer Zugang speziell zur Versorgung von Azetabulumfrakturen eingeführt (Letournel 1961), ermöglicht die Darstellung des vorderen Pfeilers von der Symphyse bis zum ISG, wobei das Hüftgelenk selbst nicht einsehbar ist (Pohlemann und Tscherne 1998b).

Der Kocher-Langenbeck-Zugang ermöglicht bei vollständiger Präparation eine gute Übersicht über die Außenseite des Os innominatum und gute palpatorische Möglichkeiten ins Beckeninnere und nach kaudal (Pohlemann und Tscherne 1998b). Eine mögliche Erweiterung ist der „Trochanter-flip“ mit Osteotomie des Trochanter major nach Mercati (Mercati et al. 1972). Dieser ermöglicht das Belassen der Intaktheit der Abduktoren sowie, nach Subluxation des Gelenks, einen Überblick über das gesamte Azetabulum inklusive der vorderen Wand.

Bei komplexen, kombinierten Frakturformen, wie zum Beispiel der T-Fraktur oder der Zweipfeilerfraktur, kann es in Einzelfällen notwendig werden, auf erweiterte Zugänge auszuweichen. Zu diesen zählen der iliofemorale Zugang inklusive seiner Maryland Modifikation (Weber und Mast 1994, Braun et al. 1997, Hoffmann et al. 2000, Stöckle et al. 2002) oder der Triradiate-Zugang nach Mears (Alonso et al. 1994). Diese Zugangswege sollten aber wegen zahlreicher, schwerwiegender Komplikationen, verlängerter OP-Zeiten und vermehrtem durchschnittlichen Blutverlust (Matta et al. 1986a) nur nach sorgfältiger Abwägung angewandt werden und spielen heutzutage eine zunehmend untergeordnete Rolle (Ochs et al. 2010).

Nach der Darstellung des Frakturspaltes stellt die exakte Reposition die nächste, wichtige Voraussetzung für die Wiederherstellung der Gelenkfunktion dar. Hierfür wurden vor allem

von Matta spezielle Repositionszangen entwickelt, um für die Vielzahl möglicher Frakturformen passende Werkzeuge zur Verfügung zu haben. Die Komplexität sowohl der Frakturen als auch der Werkzeuge erschwert ein standardisiertes Vorgehen und stellt hohe Ansprüche an Operateur und Material (Pohlemann und Tscherne 1998a).

Die Plattenosteosynthese stellt heute den Standard bei der osteosynthetischen Versorgung von Azetabulumfrakturen dar. Während früher universelle Rekoplaten verwendet wurden, kommen heutzutage zunehmend speziell entwickelte Beckenimplantate zur Anwendung. Es werden unterschiedliche Plattenformen (homogen gebogen vs. J-Form) und Schraubenlöcher (ohne und mit Winkelstabilität) angeboten. Zusätzlich wurden spezielle Schrauben mit verstärktem Kopfteil entworfen, die auch bei Schraubenlängen bis 100 mm ein Rundrehen des Schraubenkopfes verhindern sollen.

Hohe Frakturen des vorderen Pfeilers, wie die von uns untersuchten, werden standardmäßig im Bereich des Beckenkamms mit einer 3,5 mm dicken Zugschraube und gebogener J-Platte entlang der Linea terminalis über den ilioinguinalen Zugang stabilisiert (Pohlemann und Tscherne 1998a).

#### **2.1.8.2.3. Offene Reposition und Schraubenosteosynthese**

Nicht nur in der Versorgung von ISG-Sprengungen ist die platten-osteosynthetische Versorgung zu Gunsten der Schraubenosteosynthese deutlich rückläufig (Stuby 2008) (unveröffentlichte Daten der AG Becken der DGU). Auch im Bereich der Azetabulumfrakturen konnte in einer biomechanischen Kadaverstudie von Chang (Chang et al. 2001) eine stabile Versorgung von Querfrakturen erzielt werden. In einer klinischen Studie von Stöckle (Stöckle et al. 2000) wurde die überwiegende Zahl (71 %) aller operierten Azetabulumfrakturen in einem Zeitraum von drei Jahren mittels Schraubenosteosynthese versorgt. In Azetabulumnähe besteht dabei immer die Gefahr einer Gelenkspenetrations, die jedoch unbedingt verhindert werden muss (Pohlemann und Tscherne 1998a). Die bekannten Standardschraubenlagen nach Mayo können hierbei häufig hilfreich genutzt werden (Mayo 1987).

#### **2.1.8.2.4. Geschlossene Reposition und Schraubenosteosynthese**

Wie oben beschrieben sind in vielen Fällen ausgedehnte Zugänge zur Versorgung von

Becken- und Azetabulumfrakturen notwendig, die jedoch zusätzlich zum verursachenden Trauma postoperative Beschwerden bedingen können (Mayo 1994, Matta 1996). Bereits 1987 beschrieben Gay et al. erstmals eine operative Azetabulumfrakturversorgung, die CT-gestützt mit einer perkutanen Schraubenosteosynthese erfolgte (Gay et al. 1992). In den letzten Jahren zeigten weitere klinische Erfahrungen mit minimal-invasiv eingebrachten Schraubenosteosynthesen sehr vielversprechende Ergebnisse. Über Führungsdrähte wurden hierbei zumeist kanülierte Schrauben implantiert. Die Vorteile der minimal-invasiven Chirurgie, wie die Schonung des Weichteilmantels, Respektierung der biologischen Potenz des Frakturhämatoms, Reduktion der iatrogenen, zugangsbedingten Morbidität kommen hierdurch zum Tragen. Dieses minimalinvasive Verfahren wurde durch intraoperative 2D-Fluoroskopie, anstelle von CT-kontrollierter Schraubenpositionierung, weiterentwickelt (Roult et al. 1995, Parker und Copeland 1997, Roult et al. 1997). In wieweit die Einführung der Computernavigation im Bereich der Azetabulumchirurgie (Gay et al. 1992, Zura und Kahler 2000, Crowl und Kahler 2002, Stöckle et al. 2003, Mosheiff et al. 2004, Briem et al. 2007, Gras et al. 2008) eine Reduktion der Strahlenbelastung und erhöhte Präzision der Implantatpositionierung ermöglicht, wird gegenwärtig in experimentellen und klinischen Studien untersucht.

An der Jenaer Universitätsklinik wurden im Zeitraum zwischen dem 01.06.2004 und dem 31.03.2008 14 von 69 Azetabulumfrakturen navigiert versorgt. Hierbei wurden 16 supraazetabuläre und 9 transiliakale Schrauben sowie 8 vordere und 6 hintere Pfeilerschrauben navigiert eingebracht (Marintschev et al. 2008).

#### **2.1.8.2.5. Peri- und postoperative Therapie**

Perioperativ bzw. postoperativ hat eine Infektionsprophylaxe, je nach Zugang und OP-Dauer, zu erfolgen. Zusätzlich ist, wie auch bei der konservativen Therapie, die Thromboseprophylaxe nach dem Hochrisikoschema durchzuführen. Nach der Entfernung der Redondrainagen kann sowohl passiv, mittels einer Hüftbewegungsschiene, als auch aktiv, mittels Krankengymnastik, eine Frühmobilisation beginnen. In Abhängigkeit von der Art der Fraktur und deren osteosynthetischer Versorgung ist die Ent- bzw. Teilbelastung mit 15 kg für 6 - 12 Wochen indiziert. Nach Entfernung der Redondrainagen, sowie nach 6, 12 und 24 Wochen sollten standardmäßig Röntgenkontrollen erfolgen. Anschließend sollten diese,

in Abhängigkeit vom klinischen Befund, zumindest bis zum Abschluss des 2. postoperativen Jahres, zur Erkennung einer Arthroseentwicklung weitergeführt werden (Pohlemann und Tscherne 1998a, Culemann et al. 2005).

### **2.1.9. Komplikationen**

Frühkomplikationen stehen in direktem Zusammenhang mit dem verursachenden Trauma oder einer der operativen Therapien. Wie bereits erwähnt, gehören Patienten mit Becken- oder Azetabulumfrakturen zur Hochrisikogruppe für eine Thromboseentwicklung. Daher ist die Thromboseprophylaxe wichtiger Bestandteil jedes Therapieverfahrens. Postoperativ treten thrombembolische Komplikationen mit 3 %- 7 % (Fishmann et al. 1994, Gruen et al. 1995), im Zusammenhang mit dem Trauma in 3 %- 33 % der Fälle auf (Fishmann et al. 1994, Gruen et al. 1995, Montgomery et al. 1996). Auch tödliche Lungenembolien wurden beschrieben (de Ridder et al. 1994).

Bei jeder Operation besteht das Risiko von Infektionen, diese stellen eine schwerwiegende Komplikation dar, die bei Einbeziehung des Gelenks zu dessen frühzeitiger Destruktion führen kann (Pohlemann et al. 1998a). Als man begann, Azetabulumfrakturen operativ zu versorgen, wurden Infektionen noch bei 32 % der Patienten beobachtet. Dieser Anteil sank jedoch nach Einführung der perioperativen antibiotischen Prophylaxe und mit zunehmender Erfahrung der Operateure und damit einhergehender verkürzter OP-Dauer auf < 5 % (Letournel et al. 1993). Dies beobachtete auch Matta, der unter den ersten 43 Patienten eine 9 %ige, bei den folgenden 98 Patienten nur noch eine 3 %ige Infektrate angibt (Matta et al. 1986b). Vergleichsweise höher liegt das Infektionsrisiko bei ausgedehnten Zugängen (Reinert et al. 1988, Zeichen et al. 1995, Tile et al. 2003).

Nervenschäden, die insgesamt bei 3 %-33 % aller Azetabulumfrakturen beschrieben wurden, treten bevorzugt im Rahmen hinterer Luxations- und Trümmerfrakturen auf (Waller 1955, Matta et al. 1986c, Reinert et al. 1988, Goulet und Bray 1989, Routt und Swiontkowski 1990, Letournel et al. 1993, Helfet und Schmelting 1994a, Pohlemann et al. 1998a). Hierbei zeigten sich jedoch Unterschiede bezüglich der betroffenen Nerven bei den unterschiedlichen Frakturtypen. Der N. ischiadicus wird bevorzugt bei Frakturen mit Hinterwandbeteiligung geschädigt, was mit der topografischen Nähe der peronealen Anteile des Nerven zur Hinterwand des Azetabulums erklärbar ist (Waller 1955, Perschl und Trojan 1956). Diese

Schädigungen treten bei 12 %- 21 % der Fälle traumabedingt (Letournel et al. 1993, Helfet und Schmeling 1994b) und in 2 %- 12 % iatrogen bei ausgedehnten Zugängen auf (Matta et al. 1986c, Routt und Swiontkowski 1990, Daum et al. 1992, Alonso et al. 1994, de Peretti et al. 1994, Helfet und Schmeling 1994a, Helfet et al. 1995, Chiu et al. 1996). Bei verzögerter Versorgung beschrieb Johnson iatrogene Nervenschäden in 11 % der Fälle (Johnson et al. 1994b). Zur Verhinderung wurde von einigen Autoren die intraoperative Ableitung von somatosensorisch evozierten Potentialen empfohlen (Vrahas et al. 1992, Helfet und Schmeling 1994b, Tile et al. 2003), was sich aber aufgrund des hohen technischen Aufwandes bis heute nicht routinemäßig durchgesetzt hat. Im klinischen Alltag hat sich als effektive Prophylaxe zur Vermeidung eines Nervenschadens die konsequente Lagerung des ipsilateralen Beines mit flektiertem Kniegelenk zur Entspannung des Nervens erwiesen. Sehr selten wurden auch Verletzungen des N. femoralis beobachtet, die ebenfalls eine günstige Prognose aufweisen (Tile 1980, Letournel et al. 1993, Hardy 1997). Bei Nutzung des ilioinguinalen oder eines erweiterten vorderen Zugangs wird mit einem Risiko von 12 % bis 23 % der sensible N. cutaneus femoris lateralis verletzt (Letournel et al. 1993, Helfet und Schmeling 1994b). Auch können selten Schädigungen des N. glutaeus superior, des N. pudendus bei Verwendung des Extensionstisches oder des N. obturatorius bei Nutzung ventraler Zugänge auftreten (Brumback et al. 1992, Cole und Bolhofner 1994, Helfet und Schmeling 1994a).

Weitere zugangsspezifische Komplikationen wurden beobachtet. So kann es beim hinteren Zugang zu Verletzungen des N. gluteus inferior mit einhergehender Abduktorenlähmung, der A. und V. glutea superior und Außenrotatorenschwäche kommen (Pohlemann und Tscherne 1998b). Beim vorderen Zugang wiederum wurden iatrogene Verletzungen der Vasa femoralis oder deren Seitenästen, Lymphödem nach Gefäßskelettierung, Hernienbildung, vor allem nach nichtanatomischer Leistenkanalrekonstruktion, beschrieben (Johnson et al. 1987, Pohlemann et al. 1997, Pohlemann und Tscherne 1998b). Auch als Folge der Extension sind Gefäßschädigungen aufgetreten (Probe et al. 1992).

Begleitende Organverletzungen wurden nur in Einzelfällen beschrieben. So fand man unfallbedingte Einklemmung der Blasenwand bei einer hohen vorderen Pfeilerfraktur (McKee und Waddell 1997). Die Einklemmung und Perforation des Dünndarmes kam sowohl unfallbedingt (Lautel et al. 1976, Buchanan 1980, Lin et al. 1987) als auch im Rahmen der operativen Versorgung vor (Robein 1984). Erfolgte zu einem früheren Zeitpunkt beim



Patienten eine Laparotomie mittels Pararektalschnitt, kann nach Frakturversorgung des Azetabulums über den ilioinguinalen Zugang eine Muskelnekrose des M. rectus abdominis entstehen (Heppert et al. 1995).

Hinzu kommen Komplikationen in Zusammenhang mit dem Osteosynthesematerial wie Implantatfehlagen (Hoffmann et al. 2000, Russell et al. 2001, Starr et al. 2002). Intraartikuläre Fehllagen führen in kürzester Zeit zur Gelenksdestruktion (Routt und Swiontkowski 1990).und sollten durch intraoperative Röntgenkontrollen in allen Standardebene, sowie in der Punktaufnahme von grenzwertigen Schrauben (Projektion im axialen Verlauf der Schraube) ausgeschlossen werden. Weiterhin ist eine postoperative CT-Kontrolle empfohlen, um neben der Implantatlage auch das Operationsergebnis zu evaluieren. Mit der Einführung von 3D-Bildwandlern besteht seit kurzem erstmals die Möglichkeit, ein CT-artiges Schnittbildverfahren bereits intraoperativ zu nutzen, um Fehllagen oder ungenügende Repositionsergebnisse bereits intraoperativ zu erkennen und in der gleichen Operation korrigieren zu können (Wich et al. 2004, Hüfner et al. 2007, Kendoff et al. 2008, Stübiger et al. 2009).

Als gefürchtete Spätkomplikation wird mit einer Inzidenz von 1 % bis 69 % die heterotrophe Ossifikation beschrieben, die bevorzugt nach dorsalen und ausgedehnten Zugängen beobachtet wird (Reinert et al. 1988, Goulet und Bray 1989, Ragnarsson und Mjoberg 1992, Letournel et al. 1993, Ghalambor et al. 1994, Helfet und Schmeling 1994a, Matta 1996, Rommens et al. 1997, Tile et al. 2003). Sie wird nach Brooker in unterschiedliche Schweregrade eingeteilt (Brooker et al. 1973) und kann ausgedehnte Funktionseinschränkungen bewirken. Als Prophylaxe einer heterotropen Ossifikation werden neben einer atraumatischen Präparation nichtsteroidale Antiphlogistika (z.B. Indometazin) über 4 Wochen und alternativ eine Bestrahlung mit 7 Gy bis 20 Gy in bis zu drei Sitzungen beschrieben (Lo et al. 1988, Slawson et al. 1989, Letournel et al. 1993, Johnson et al. 1994a, Anglen und Moore 1996, Pohlemann und Baumgaertel 1998).

Natürlich besteht bei Azetabulumfrakturen, wie nach allen Frakturen, die Gefahr einer knöchernen oder pseudarthrotischen Fehlverheilung (Letournel et al. 1993). Diese macht eine operative Spätrekonstruktion notwendig, die jedoch häufig nicht den gewünschten Erfolg bringt. In vielen Fällen stellt eine posttraumatische Arthrose eine zusätzliche Indikation für eine erneute OP dar. Diese kann dann nur mittels einer Totalendoprothese

versorgt werden. Bei einer Pseudarthrose ist jedoch eine zusätzliche Stabilisierung der Pfanne notwendig, da diese das Langzeitergebnis des Gelenkersatzes besonders beeinflusst (Bellabarba et al. 2001).

#### **2.1.10. Outcome**

Die Prognose für eine Azetabulumfraktur hängt wesentlich von einer primär stabilen und anatomischen Rekonstruktion der Gelenkfläche ab. Ziel der Therapie ist die schmerzlose, freie Beweglichkeit bei voller Belastbarkeit des Hüftgelenkes. Schlechte funktionelle Ergebnisse werden vor allem bei ungenügender Reposition ( $> 2\text{mm}$ ), stattgehabter Hüftkopfläsion, verspäteter Frakturversorgung, sowie bei speziellen Frakturtypen, wie T- oder Hinterwand Fraktur und bei Patienten, die älter als 40 Jahre sind, in ca. 10 % der Fälle beobachtet (Pohlemann et al. 1996). Prognosebestimmend für die Entwicklung einer sekundären Koxarthrose sind unter anderem die Frakturform und die Güte der Reposition (Matta 1996). Für ein Patientenkollektiv mit postoperativer Frakturdislokation von  $\geq 3\text{ mm}$  beschrieben Starr und Mitarbeiter (Starr et al. 2001) für 38 % ihrer Fälle bereits innerhalb des ersten Jahres die Entwicklung einer behandlungsbedürftigen Koxarthrose. In den meisten Fällen manifestieren sich die Arthrosen innerhalb der ersten beiden Jahre nach dem Trauma (Ragnarsson und Mjoberg 1992). Deshalb sollten klinische Verlaufskontrollen nach einem und nach zwei Jahren erfolgen (Gänsslen und Pohlemann 1998). Bei Frakturen mit Hinterwandbeteiligung werden sekundäre Arthroseraten von bis zu 57 % beschrieben (Kreder et al. 2006).

Heterotrophe Ossifikationen werden heutzutage durch zunehmend schonendere OP-Techniken nur noch selten beobachtet und führen dann gelegentlich zur reduzierten Funktionalität, jedoch nicht zur Gelenkdestruktion.

Bei Untersuchungen des Langzeitergebnisses von operativ versorgten Azetabulumfrakturen hat sich das Schema nach d'Aubigné und Postel etabliert, das nach den Kriterien Schmerz, Mobilität und Gehfähigkeit differenziert (D'Aubigné und Postel 1954). Nach Letournel und Matta werden 18 Punkte als ausgezeichnet, 17 – 15 als gut, 14 – 13 als mäßig und weniger als 13 Punkte als schlecht bewertet (Matta et al. 1986c, Letournel et al. 1993). Unabhängig vom Frakturtyp werden in 75 % – 80 % der Fälle gute bzw. ausgezeichnete Ergebnisse erzielt (Letournel et al. 1993, Matta 1996). Bei 8 % – 13 % muss jedoch mit schlechten Ergebnissen

gerechnet werden, wobei eine verspätete Versorgung, gewisse Frakturtypen, ein Patientenalter über 40 Jahre, frakturspezifische Begleitverletzungen und nicht zuletzt die Qualität der Reposition als Einflussgrößen identifiziert werden konnten (Letournel et al. 1993, de Ridder et al. 1994, Mayo 1994, Gänsslen und Pohlemann 1998). Ochs et al. zeigten jedoch, dass der OP-Zeitpunkt keinen Einfluss auf die Qualität der anatomischen Rekonstruktion hat. Die erreichbare Qualität sinkt jedoch vor allem mit zunehmender Komplexität der Fraktur oder bei Begleitverletzungen, z.B. bei Polytraumapatienten (Ochs et al. 2010).

## **2.2. Biodegradierbare Materialien in der Unfallchirurgie**

Der weltweite Markt für orthopädisch-unfallchirurgische Fixierungsmaterialien ist im Jahre 2000 auf über 60 Milliarden \$ angestiegen, wobei biodegradierbare Implantate dabei bisher nur eine untergeordnete Rolle spielen (Datamonitor 2001).

### **2.2.1. Geschichte**

In der Medizingeschichte wurden resorbierbare Werkstoffe bereits von Susruta in Indien (um 500 v. Chr.) als auch von Galen (um 129-199 n. Chr.) eingesetzt. Sie verwendeten dünne Darmsaiten als Nahtmaterialien und zur Unterbindung. Nahtmaterial aus Schafsdärmen fand ab Mitte des 19. Jahrhunderts bis in etwa zur Jahrhundertwende Anwendung. Auch Elfenbein wurde in dem Glauben, dass es im Körper zu eigenem Knochen umgesetzt wird, in dieser Zeit zur Frakturversorgung in Form von Stiften und Klammern eingesetzt (Pistner 1999).

1966 wurden von Kulkarni und Mitarbeitern die Polymere der Milchsäure als Implantatmaterial vorgeschlagen (Kulkarni et al. 1966). Dieser Ansatz, körpereigene Substanzen als Polymere zur Herstellung von chirurgischen Materialien zu verwenden, läutete eine neue Ära ein (Pistner 1999). Diese begann ab 1975 mit einem Nahtmaterial aus Polylactid: „Vicryl“<sup>®</sup>. Es findet bis heute breite Anwendung in der Chirurgie. Diesem folgten weitere, wie Dexon<sup>®</sup>, Maxon<sup>®</sup> und PDS<sup>®</sup>.

Polylactide als Osteosynthesematerial wurden seit Mitte der 80er Jahre in der Gesichtschirurgie und Unfallchirurgie klinisch untersucht (Pistner 1999). Allerdings wurde erst 1994 das erste resorbierbare Implantat der AO, ein Polylactid-Stift mit einem

Durchmesser von 2 mm zur Versorgung unterschiedlicher Frakturen, veröffentlicht (Rehm et al. 1994).

Während sich die Verwendung im Bereich der Sporttraumatologie (Meniskus- und Labrumrefixation, Fixierung von osteochondralen Flakes und Kreuzbandersatzplastiken) bis heute etabliert hat (Hofmann 1995, Rokkanen et al. 2000), findet sich ansonsten keine breitere Anwendung in der Unfallchirurgie. An der Jenaer Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie wurden neben grundlegenden Beiträgen zum Implantatdesign, Degradierbarkeit und Ausrissfestigkeit von biodegradierbaren Materialien erarbeitet (Hofmann und Wagner 1993, Hofmann 1994, Hofmann et al. 1996, Hofmann et al. 1997) und Erfahrungen in der klinischen Anwendung gesammelt (Hofmann 1995, Hofmann et al. 2001). Spezielle Implantate wurden in biomechanischen Studien, beispielsweise resorbierbare Platten zur Versorgung von Weber-B-Frakturen, untersucht (Klos et al. 2009).

### **2.2.2. Werkstoffe**

Unterschiedliche bioresorbierbare Polymere stehen heute zur Herstellung von Naht- und Osteosynthesematerialien zur Verfügung. Polyester eignen sich besonders zur Verwendung bei Eingriffen am Menschen. Sie können aus einem (Homopolymer) oder mehreren unterschiedlichen Monomeren (Copolymer) hergestellt werden. Besonders Lactat, aber auch Glycolsäure und Trimethylencarbonat (TMC) werden verwendet.

Die Milchsäure, chemisch 2-Hydroxypropionsäure, ist ein chirales Molekül. So existieren zwei optisch aktive Stereoisomere, die rechtsdrehende L-Form [L(+)-Milchsäure] und die linksdrehende D-Form [D(-)-Milchsäure]. Eine Veresterung mit Ringbildung erfolgt an der Hydroxygruppe (-OH) und der Carboxylgruppe (-COOH) eines zweiten Milchsäuremoleküls unter Abspaltung von Wasser. Dabei entsteht Lactid, ein cyclischer Diester. Die Polymerisation erfolgt unter Ringöffnung der Lactide und es entsteht PLA (Dittrich und Schulz 1971). Auch kann unter Verwendung der beiden Isomere das Copolymer PDLLA hergestellt werden. Die Methylgruppen sind der Grund für die Hydrophobie des Polymers.

Die Glycolsäure ist ein chemischer Verwandter der Milchsäure, wobei die Methylgruppe hier durch ein Wasserstoffatom ersetzt ist. Analog zum Lactid verestern zwei Glycolsäuremoleküle zu Glycolid, aus dem wiederum das PGA hergestellt wird. Aufgrund der Abwesenheit von Methylgruppen handelt es sich hierbei um ein hydrophiles Polymer.

TMC wird in kleinen Mengen den Polymeren beigemischt, um ihre Formbarkeit und Belastbarkeit zu verbessern.

Die Zusammensetzung der Materialien aus verschiedenen Komponenten zu Homo- oder Copolymeren und das Hinzufügen von zusätzlichen Substanzen bestimmen deren Festigkeit, Stabilität, Formbarkeit und Abbauverhalten. Eine weitere wichtige Eigenschaft ist die Mikrostruktur dieser Materialien. Die Polymere können zueinander amorph (zufällig), kristallin (parallel) oder semi-kristallin (Regionen mit paralleler und zufälliger Anordnung) angeordnet sein. Homopolymere sind häufig kristallin, Copolymere eher amorph angeordnet (Pietrzak et al. 1997a). PGA und PLLA sind semikristallin, PDLLA amorph (Wu et al. 2003).

Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten biodegradierbaren Implantate sind aus PDLLA (96 % L-Lactid, 4 % D-Lactid) gefertigt.

### **2.2.3. Biodegradation**

Die hydrolytische Spaltung der Polymere erfolgt in mehreren Phasen. Zuerst lösen sich schwächere Bindungen, wie Wasserstoffbrückenbindung oder Van-der-Waals-Bindungen im wässrigen Milieu. Im nächsten Schritt werden kovalente Bindungen aufgebrochen und so die Polymere in kürzere Fragmente geteilt. Darunter verliert das Material zuerst an Festigkeit und Form. Später kommt es durch den weiteren Abbau in Monomere zu einem Massenverlust (Kronenthal 1975).

Die Abbauprodukte sind Milchsäure und Glycolsäure, die vom Körper über den Citratzyklus und die Atmungskette verstoffwechselt werden (Hofmann et al. 1994).

Die Degradationsgeschwindigkeit ist von unterschiedlichen Faktoren abhängig und daher auch über diese steuerbar. So werden kristalline Polymere im Vergleich zu solchen mit amorphen Strukturen langsamer abgebaut (Pietrzak et al. 1997a). Auch chemische Eigenschaften, wie die Löslichkeit, beeinflussen das Degradationsverhalten.

PGA degradiert trotz kristalliner Struktur aufgrund seiner ausgeprägten Hydrophilie vergleichsweise schnell. Es verliert bereits während eines Monats fast vollständig seine Festigkeit und innerhalb von 6 – 12 Monaten wesentliche Anteile seiner Masse. Dagegen wird semikristallines, hydrophobes PLLA langsamer abgebaut. Es kann noch nach 5 Jahren nachgewiesen werden (Andriano et al. 1994, Bergsma et al. 1995). PDLLA wiederum

degradiert aufgrund der amorphen Mikrostruktur trotz der Hydrophobie schneller als PLLA. Die Degradationszeit wird mit 12 bis 16 Monaten angegeben (Pietrzak et al. 1997a). Weiterhin weist das PLA im Vergleich zum ebenfalls verwendeten PGA eine flachere Degradations-Zeitkurve auf. So ist die Halbierung der primären Stabilität bei PGA bereits nach 2 Wochen erreicht, wohingegen bei PLA 12 Wochen notwendig sind (Rokkanen et al. 2000). Hierdurch wird einerseits eine längere Stabilität erreicht, andererseits erfolgt ein flacheres Anfluten von biodegradierbaren Partikeln. Inwieweit der zweite Effekt für das reduzierte Auftreten von sterilen zystischen Reaktionen bei Verwendung von PLA im Vergleich zu PGA verantwortlich gemacht werden kann (Böstman 1998, Böstman und Pihlajamäki 1998, Rokkanen et al. 2000), muss in weiteren Studien geklärt werden. Außerdem können die Eigenschaften der einzelnen Homopolymere durch deren Kombination zu Copolymeren zur Einstellung der gewünschten Degradationszeit zwischen wenigen Wochen und 2 Jahren genutzt werden (Claes und Ignatius 2002)

Weitere Faktoren, wie Geometrie, Oberflächenbeschaffenheit und Zusammensetzung des Polymers als auch die Umgebungsbedingungen Temperatur, Wasserverfügbarkeit und pH-Wert, nehmen Einfluss auf das Degradationsverhalten (Pistner 1999).

Hydrolytische Enzyme mit Esteraseaktivität sowie lysosomale Enzyme aktiver Entzündungszellen beeinflussen den Abbau von PLLA (Williams 1987). Auch körpereigene Zellen greifen beim Abbau mit ein. So sind Leukozyten in der Lage Nanopartikel mit Durchmessern von 300 nm bis 450 nm aus PDLLA zu phagozytieren (Leroux et al. 1994). Auch der Implantationsort hat Auswirkung auf die Abbaugeschwindigkeit. Subkutan eingebrachte PDLLA-Platten degradieren schneller als subperiostal implantierte (Tschakaloff et al. 1994).

Dagegen haben ionisierende Strahlung oder auch die Besiedelung mit Erregern keinen Einfluss auf das Degradationsverhalten. So zeigten Hofmann und Mitarbeiter, dass die Degradationsgeschwindigkeit von Polymeren aus 98 % PGA und 2 % PLA nach ionisierender Bestrahlung in vitro bis 60 Gy unverändert blieb (Hofmann et al. 1996). Auch führte eine in vitro Besiedelung mit Erregern wie *Escherichia coli*, *Candida albicans* und *Staphylococcus epidermidis* im Vergleich zum sterilen Kontrollmedium nicht zu einer Veränderung des Abbaus von PLA (Hofmann et al. 1990).

#### **2.2.4. Anwendungsbereiche am Becken**

Bei der Literatur-Recherche zur Verwendung von biodegradierbaren Materialien in der Beckenchirurgie fanden sich insgesamt nur wenige Studien. So wurde der erfolgreiche Einsatz von biodegradierbaren Bändern aus Polydioxanon bei sieben Patienten mit Symphysenrupturen beschrieben (Decker und Ruf 1988).

Von Ito und Mitarbeitern wurden 81 periazetabuläre Rotationsosteotomien mit PLLA-Schrauben fixiert. Bei einem Follow-Up von 5,2 Jahren kam es in 99 % der Fälle zur knöchernen Konsolidierung ohne Entwicklung der bekannten Nebenwirkungen wie Schmerzen, Spannungsgefühl, Rötung und Schwellung. In einem Fall trat postoperativ eine Infektion auf, was aber der Rate im Kontrollkollektiv mit metallischer Schraubenimplantation entsprach (Ito et al. 2006).

In Untersuchungen von Nakamura und Mitarbeitern wurden 41 periazetabuläre Rotationsosteotomien mit PLLA-Schrauben fixiert und im Intervall von 4,9 Jahren nachuntersucht. Innerhalb von 4 Monaten kam es bei allen Osteotomien zu einer knöchernen Konsolidierung ohne klinische Nebenwirkungen, wohingegen im Follow-up von 4,9 Jahren zwei Implantat-assoziierte Nebenwirkungen (1x Thrombophlebitis, 1x lokale Dermatitis) beobachtet wurden (Nakamura et al. 1993, Nakamura et al. 1999).

#### **2.2.5. Vorteile und Nachteile**

Neben dem Degradationsprozess, der auch eine sekundäre Implantatdislokation verhindert (Claes et al. 1986, Hofmann und Wagner 1993, Böstman et al. 2005), ist aufgrund der Materialeigenschaften eine bessere intraoperative Bearbeitung möglich (Schneiden, Anmodellieren) (Pietrzak et al. 1997b, Ashammakhi et al. 2003). In anschließenden Revisionseingriffen oder bei sekundärem Gelenkersatz kann ein Überbohren oder Wegfräsen von noch vorhandenen Schraubenanteilen ohne Bildung von metallischen Spänen und deutlich reduziertem Verschleiß an Instrumenten erfolgen. Weitere Vorteile biodegradierbarer Implantate liegen in ihren biomechanischen Eigenschaften. Aufgrund der niedrigeren Steifigkeit im Vergleich zu metallischen Implantaten kann durch den geringeren Unterschied zum kortikalem Knochen ein „stress-shielding“ vermieden, und der Prozess der Stress-Protektion mit Osteodystrophie des Knochen im Implantatbereich seltener beobachtet werden (Paavolainen et al. 1978, Hofmann 1994, Viljanen et al. 1995). In

tierexperimentellen Untersuchungen von Viljanen und Mitarbeitern wurde hierdurch sogar eine schnellere und bessere Osteotomieheilung beschrieben (Viljanen et al. 1995). Böstmann et. al beobachteten osteoinduktive Eigenschaften von biodegradierbaren Materialien (Böstman et al. 1992). Neue Anwendungsgebiete entstehen möglicherweise durch Kombination mit Wachstumsfaktoren, wie IGF-1 und TGF- $\beta$ 1, wobei das beladene PLA als Wirkstoffträger fungiert, der die Substanzen über mehrere Wochen abgibt (Schmidmaier et al. 2000). Ergänzende Vorteile liegen in einer geringeren Artefakt-Entstehung in der bildgebenden Diagnostik, wie CT und MRT (Viljanen et al. 1995, Hofmann et al. 2001).

Den genannten Vorteilen gegenüber stehen gegenwärtig höhere Implantatkosten, wobei ab einer Implantatentfernungsrate metallischer Materialien von 19 % bis 54 %, je nach Frakturlokalisation, eine kosteneffektive Verwendung der biodegradierbaren Implantate errechnet wurde (Böstman 1996).

In den ersten Jahren ihrer Anwendung traten bei bis zu 22,5 % der Fälle Komplikationen auf. Hofmann hat an 100 Patienten mit unterschiedlichen biodegradierbaren Stiften und Kordeln eine Komplikationsrate von 7 % festgestellt (Hofmann 1995). Dieser Anteil ging aufgrund der Entwicklung neuerer Materialien und spezifischerer Indikationen binnen eines Jahrzehnts auf 1,1 % zurück (Claes und Ignatius 2002, Evers et al. 2002). Neben auch bei metallischen Implantaten vorkommenden Komplikationen, wie beispielsweise Implantatversagen, oberflächliche und tiefe Wundinfektion, wurden auch spezifische Komplikationen beobachtet (Hofmann 1995). Hierunter fällt vor allem die Gewebeunverträglichkeit biodegradierbarer Materialien. So wurden aseptische Fisteln und lokale Osteolysen beschrieben (Claes und Ignatius 2002). Klinisch relevante Gewebereaktionen sind jedoch materialabhängig und durch entsprechende Weiterentwicklungen in deren Zusammensetzung äußerst selten geworden (Evers et al. 2002). So fanden Böstman und Mitarbeiter bei einer Untersuchung von 2037 mit PGA- und 491 mit PLA-Implantaten versorgten Patienten 5,3 % bzw. 0,2 % sterile Entzündungsreaktionen innerhalb von 11 Wochen bzw. 4,3 Jahren postoperativ (Böstman und Pihlajamäki 2000b). Dieselben Autoren diskutierten daraufhin, dass das späte Auftreten dieser Reaktionen (nach etwa 4 Jahren) bei PLA-Implantaten und dem dazu vergleichsweise zu kurzen Beobachtungszeitraum im Großteil der Studien als die Ursache für den deutlichen Inzidenzunterschied in der Literatur zu sehen ist (Böstman und Pihlajamäki 2000a). In Studien, die PDLLA, ähnlich dem von uns gewählten Material, untersuchten, wurden



Komplikationsraten zwischen 1 % und 47 % innerhalb von 2 Wochen bis 1 Jahr angegeben (Ambrose und Clanton 2004). Jedoch keine dieser Studien untersuchte diese Materialien am Becken.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die bisher beschriebenen unerwünschten Nebenwirkungen von biodegradierbaren Materialien sowohl implantat- als auch gewebeabhängig sind. Während intraossäre Platzierungen nur selten mit spezifischen Komplikationen wie Fistelbildungen vergesellschaftet sind, wurden diese bevorzugt bei größerem Implantat-Weichteilinterface beobachtet. Somit ist die Bioverträglichkeit der Implantate für die jeweils spezielle Indikation separat zu testen (Hofmann 1994, Tschakaloff et al. 1994, Ignatius und Claes 1996).

### 3. Ziele der Arbeit

Folgende Fragestellungen werden im Rahmen der vorliegenden Arbeit untersucht:

- Welche Schraubenpositionierungen gewährleisten eine stabile und klinisch einsetzbare Versorgung der hohen vorderen Pfeilerfraktur des Azetabulums?
- Gibt es Unterschiede in der Primärstabilität der Schraubenosteosynthese in Abhängigkeit vom klinisch verfügbaren Schraubenmaterial (Stahl, Titan, PLLA)?
- Ist die Primärstabilität der Schraubenosteosynthese vergleichbar mit dem derzeitigen Goldstandard einer Plattenosteosynthese?
- Welche Auswirkungen hat die Platzierung einer zusätzlichen infraazetabulären Schraube bei der Plattenosteosynthese auf die Primärstabilität der Frakturversorgung?
- Welchen Einfluss besitzt die Winkelstabilität der Plattenosteosynthese auf die Primärstabilität der Frakturversorgung?

## **4. Material und Methoden**

### **4.1. Kunststoffbeckenmodell**

Als Beckenmodell wurden Kunststoffbecken der Firma Synbone (Nr. 4060) verwendet. Diese gewähren einerseits eine gute Verfügbarkeit, andererseits, aufgrund der absolut identischen Form und Struktur, eine hohe Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit der Ergebnisse unter- und miteinander. Bei humanen Präparaten hingegen sind trotz Korrelation der Daten mit Knochendichtemessungen sehr heterogene Ergebnisse zu erwarten, wodurch statistisch verwertbare Ergebnisse nur bei sehr hohen Fallzahlen zu erlangen sind (Culemann et al. 2007). Bezüglich der Bewegungsmuster während der biomechanischen Testung zeigten sich in dem von uns verwendeten biomechanischen Aufbau nahezu identische Verhältnisse zwischen den Kunststoff- und humanen Becken (Culemann et al. 2007).

### **4.2. Frakturmodell**

Nach Analyse der Datenbank des Jenaer Universitätsklinikums sowie der multizentrischen Datenbank der AG Becken der DGU wurde eine vordere Pfeilerfraktur als Modellfraktur gewählt (Abbildung 5). Diese ist mit 12,3 % aller Azetabulumfrakturen die dritthäufigste Frakturform in Deutschland, mit einer Zunahme der prozentualen Verteilung über die letzten 15 Jahre (Ochs et al. 2010). Darüber hinaus handelt es sich aufgrund des Unfallmechanismus (zumeist Monoverletzung im Rahmen eines Sturzes) um eine Altersfraktur (Rommens und Hessmann 1999, Culemann et al. 2005), die in der Jenaer Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie in der Mehrzahl der Fälle mit einer Schraubenosteosynthese behandelt wird. Eine Zunahme dieser Altersfrakturen ist aufgrund der demographischen Entwicklung zu erwarten. Hinzu kommt, dass diese Patienten wachsende Ansprüche an die Behandlung und Rehabilitation stellen (Rommens und Hessmann 1999, Culemann et al. 2005).



Abbildung 5: Frakturverlauf der hohen vorderen Pfeilerfraktur im Beckenmodell

Ein repräsentativer Frakturverlauf der vorderen Pfeilerfrakturen wurde ermittelt, indem aus den CT-Datensätzen der letzten 15 Frakturen in unserer Klinik jeweils ein dreidimensionales Oberflächenmodell rekonstruiert wurde. Anschließend wurden die Frakturverläufe auf einem Beckenmodell eingezeichnet und hieraus ein charakteristischer Frakturverlauf bestimmt, der den lasttragenden Dom mit einbezieht. Anhand dieses Beckenmodells wurde durch die FA. Synbone ein Beckenfrakturmodell „custom made“ hergestellt, wobei der Knochenverlust, die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit des Frakturverlaufes laut Herstellerangaben  $\leq 2$  mm beträgt. Der so produzierte glatte Frakturspalt stellt somit das „worst case scenario“ dar, da ein gegenseitiges Einhaken der Fraktur­ränder verhindert wird. Ohne stabilisierende, vorherige Osteosynthese ließ sich das künstlich frakturierte Modell nicht in der Testmaschine einspannen. Dies belegt die maximale Instabilität des Beckenfrakturmodells und die fehlende intrinsische Stabilität.

### **4.3. Osteosyntheseverfahren**

Unabhängig vom gewählten Osteosyntheseverfahren wurde der hohe Ausläufer der vorderen Pfeilerfraktur mit einer 3,5 x 70 mm Kleinfragmentschraube im Beckenkamm­bereich stabilisiert.

#### 4.3.1. Plattenosteosynthesen

Die Plattenosteosynthesen stellen gegenwärtig den Goldstandard zur Versorgung von einfachen und komplexen Azetabulumfrakturen dar, bei denen eine offene Reposition notwendig ist. Bei allen Versuchen wurden die Schrauben in gleicher Reihenfolge und Lage am Beckenmodell eingebracht. Beide verwendeten Plattensysteme werden am Jenaer Universitätsklinikum vorgehalten und standardmäßig eingesetzt. Hierbei handelt es sich um folgende Systeme:

- 1: Nicht winkelstabile gebogene Platte (88 mm Radius, Länge 122,5 mm; Matta Pelvic System, Stryker; Duisburg, Deutschland).
- 2: Nicht winkelstabile linke J-Platte (88 mm Radius, Länge 130 mm; Low Profile Pelvic System, Synthes, Solothurn, Schweiz)
- 3: Winkelstabile linke J-Platte (88 mm Radius, Länge 130 mm; Low Profile Pelvic System, Synthes, Solothurn, Schweiz)



Abbildung 6: Plattensysteme: von links nach rechts 1-3

#### 4.3.2. Schraubenosteosynthesen

Im Labor wurde die gleiche Lage der Schrauben mit Hilfe einer Schablone vereinheitlicht. Bei allen Versuchen wurden die Schrauben in gleicher Reihenfolge eingebracht. Aufgrund der kanülierten Form ist die Schraubenpositionierungen bei der vorderen Pfeilerfraktur in Anlehnung an die klinische Situation minimal invasiv über einen Führungsdraht möglich (Gras et al. 2008). Pro Fraktur wurden zwei supraazetabuläre Schrauben höhenversetzt in paralleler Ausrichtung und senkrecht zum Frakturverlauf implantiert, um eine Rotationsstabilität zu erreichen. Folgende Schraubenosteosynthesen wurden für die vorliegende Arbeit verwendet:

- 1: 70 x 6,5 mm ASNIS III Titan-Schrauben der FA. Stryker
- 2: 70 x 6,5 mm Stahlschrauben der FA. Synthes
- 3: 70 x 4,5 mm biodegradierbare PLA-Schrauben „SmartScrew“ der FA. Conmed Linvatec

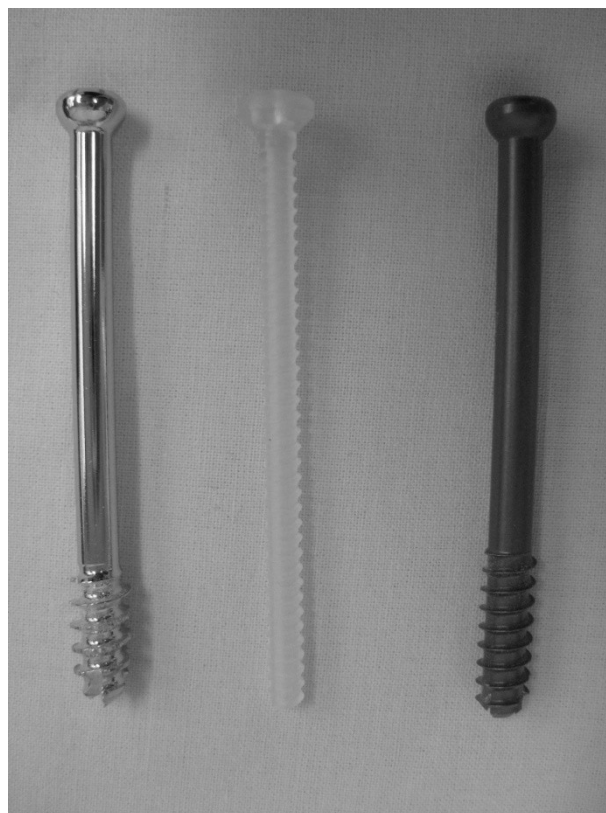


Abbildung 7: Schrauben:links 2; Mitte:3;rechts 1

Durch OA-Implantationstechniken ist bei allen Schraubenimplantationen ein Zugschraubeneffekt erzielt worden.

CE-zertifizierte biodegradierbare Schrauben sind von verschiedenen Herstellern auf dem Markt. Sie unterscheiden sich teilweise in ihrer Zusammensetzung und durch ihre Dimensionierung. Die von uns verwendete „SmartScrew“ von der Firma Conmed besteht aus einem Copolymer aus L- und D- PLA (96 % L-/4 % D- Copolymer). Dieses Copolymer vereint laut Hersteller die anfängliche Stabilität von PLLA mit einer schnelleren Resorptionszeit. Hierbei wird durch eine L-PLA „self reinforced“ Struktur die Festigkeit im Vergleich zu herkömmlichen PLA-Schrauben um den Faktor 5-8 gesteigert, so dass initiale Biegekräfte von 300 MPa und Scherkräfte von 250 MPa toleriert werden.

#### 4.3.3 Die infrazetabuläre Schraube

In Vorversuchen wurde die optimale Schraubenkonfiguration bestimmt. Hierbei ergaben sich Hinweise, dass durch eine zusätzliche infrazetabuläre Schraube (IAS) eine deutliche Steigerung der Frakturstabilität zu erreichen ist (Culemann et al. 2011)(Abbildung 8).

#### 4.3.4. Gruppeneinteilung

Die frakturierten Beckenmodelle wurden, je nach Versorgungstyp, in folgende Gruppen eingeteilt:

Tabelle 1: Gruppencodierung

Osteosyntheseverfahren	Gruppe
Strykerplatte	1
nicht winkelstabile Synthesplatte	2
Winkelstabile Synthesplatte	3
Titanschrauben	4
Stahlschrauben	5
PLA-Schrauben	6

Diese Gruppen wurden weiter in Untergruppen, die mit oder ohne IAS gemessen wurden, unterteilt.

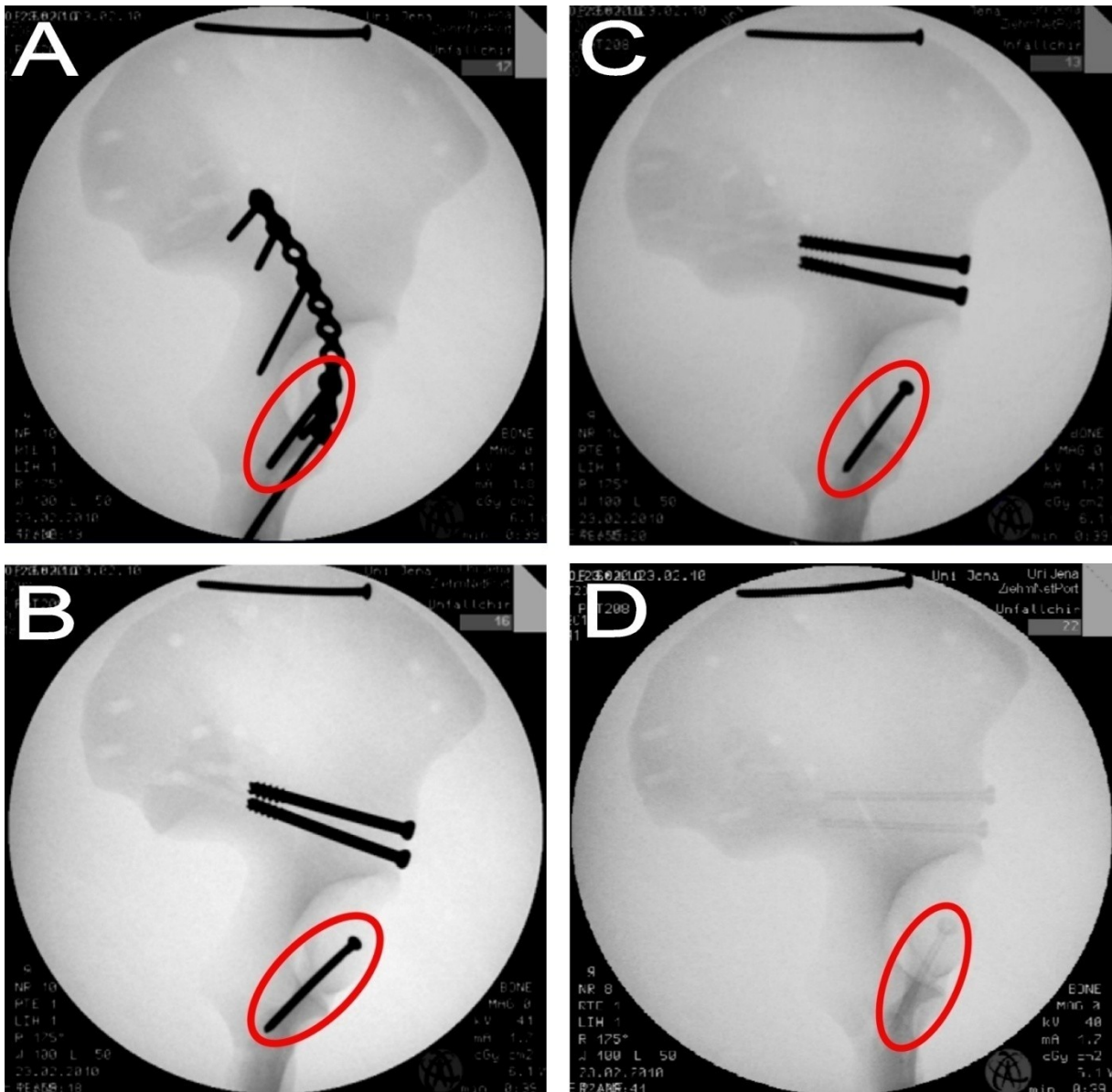


Abbildung 8: Osteosynthesesysteme; Rot umrandet die IAS; A: Plattenosteosynthese, B: Titanschrauben, C: Stahlschrauben, D: PLA-Schrauben



#### 4.4. Versuchsaufbau

Sämtliche Versuche erfolgten in Kooperation mit der Klinik für Unfallchirurgie der Universität des Saarlandes, Homburg, an einem etablierten Modell und Versuchsaufbau (Pohlemann et al. 1993, Culemann et al. 2007).

In dieser Testanordnung wird der Einbeinstand mit physiologischer Belastung im aufrechten Stand simuliert. Dies vermeidet eine unkontrollierte Lastverteilung über die nicht betroffene Beckenhälfte. Die Krafteinleitung erfolgt über eine Andruckkugel, die auf dem Wirbelkörper des ersten Sakralwirbels positioniert ist. Die Kraftausleitung findet über das frakturierte Azetabulum in einen aus Holz gefertigten Femurkopf, der fest mit der Bodenplatte verankert ist, statt. Durch hochfeste Nylonschnüre werden zusätzlich die relevanten Muskelzüge der Mm. glutei und des M. quadratus simuliert, wodurch gleichzeitig die freie Beweglichkeit des Beckens in allen drei Raumkoordinaten ermöglicht wird. Aufgrund der fehlenden Bandstrukturen wurden die ISG bilateral mit einer triangulären Verschraubung und die Symphyse mit einer Symphysenplatte überbrückt.



Abbildung 9: Versuchsaufbau der Einbeinstand-Simulation am Beckenmodell

#### 4.5. Bewegungsmessungen

Die Summe aller Bewegungen der Frakturkomponenten wird im Bereich des Frakturspaltes mit dem Zebris-3D-Motion Analyser (CM-S70P, FA. Zebris, Isny) gemessen, wobei Ultraschallbasiert eine simultane Messung der relativen Lageveränderungen beider Frakturkomponenten in allen drei Raumebenen sowie den entsprechenden Rotationen erfolgt. Mit Hilfe einer Schablone wurde ein 3D-Koordinatensystem festgelegt und der Messpunkt in den frakturierten Azetabulumdom gelegt (Abbildung 10). Die Messrate betrug 5 Hz. Mit der Software WinBiomechanics v0.2.6 (FA. Zebris, Isny) konnten die Messergebnisse in Form einer zeitlichen Verlaufskurve der jeweiligen Koordinate und als graphische 3D-Simulation dargestellt werden. Dies ermöglichte die Analyse der Ergebnisse sowohl in Echtzeit als auch in der Nachschau. Durch eine mathematische Berechnung aus diesen Daten konnten die Relativbewegungen der beiden Frakturkomponenten zueinander in allen drei Raumebenen einzeln sowie als Hauptvektor ermittelt werden (Pohlemann et al. 1993, Culemann et al. 2007).



Abbildung 10: Koordinatensystem für die Messung der Frakturdislokation im lasttragenden Bereich, der Messpunkt entspricht dem Ursprung des Koordinatensystems.

## 4.6. Versuchsdurchführung und Testablauf

Es wurden für jedes Osteosyntheseverfahren und für jedes Implantat (Strykerplatte vs. konventionelle Synthesplatte vs. winkelstabile Synthesplatte vs. Titanschrauben vs. Stahlschrauben vs. PLA-Schrauben) jeweils sechs Azetabulumfrakturen in alternierender Reihenfolge präpariert und getestet. Eine digital gesteuerte Universalprüfmaschine (Universal-Materialprüfmaschine Nr. 144503, FA.Zwick; Ulm/Einsingen) setzt die präparierten Beckenmodelle dafür axialen Belastungen aus. Nach Durchführung von einem Setzzyklus mit 800 N Maximalbelastung und 50 N Minimalbelastung erfolgten fünf weitere Messzyklen mit ebenfalls 800 N maximaler und 50 N minimaler Belastung. Die Geschwindigkeit der Kraftänderung wurde mit 20 N/s festgelegt. Es wurde eine Vorlast von 50 N als Startpunkt des Versuchsablaufs gewählt. In den Bereichen der Maximal- und der Minimalbelastungen wurden die Beckenmodelle für die Dauer von jeweils 10 s Kräften von 800 N bzw. von 50 N ausgesetzt. Im Folgenden werden die Phasen bei Minimalbelastungen „Minima“, die bei Maximalbelastungen „Maxima“ genannt. Die Werte, die in diesen Plateauphasen der minimalen bzw. maximalen Belastung aufgezeichnet wurden, bilden die Ausgangsdaten für die statistischen Auswertungen.

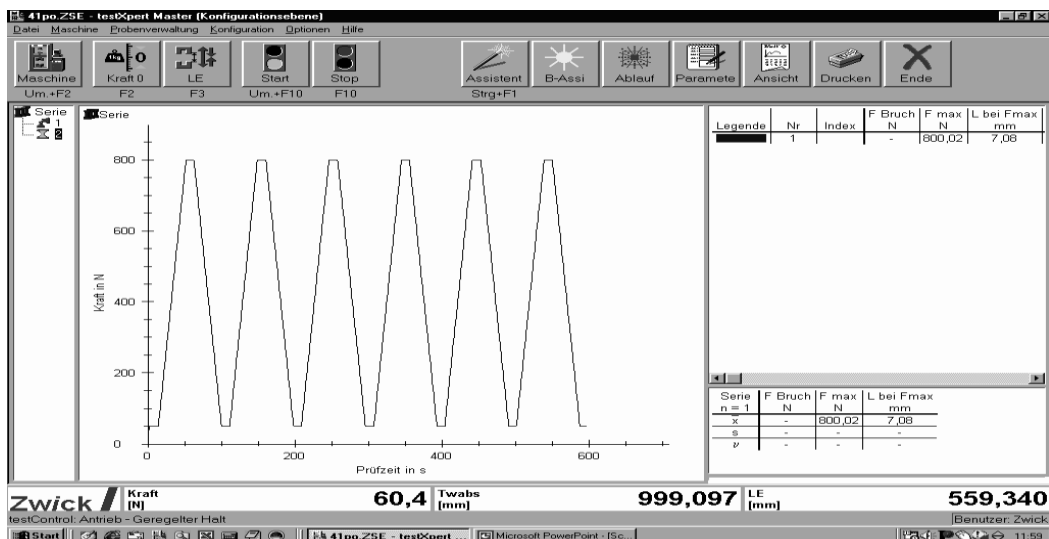


Abbildung 11: Belastungsablauf mit Plateaus während der Minima und Maxima

#### **4.7. Statistische Auswertungen**

Durch die hohe Messrate erbrachte jeder Messdurchlauf jeweils ca. 3500 Urdaten für jede einzelne Koordinaten bzw. jeden Rotationsparameter. Insgesamt wurden an den 36 Beckenmodellen in allen Messdurchläufen ca. 252.000 Einzelmessungen aufgezeichnet. Aus diesen wurden Maxima und Minima zur Bildung des arithmetischen Mittelwertes herangezogen. Anschließend wurden die Differenzen aus diesen Mittelwerten aufeinander folgender Minima und Maxima gebildet, um daraus die Bewegung zwischen benachbarten Belastungsplateaus zu bestimmen.

Die daraus resultierenden Dislokationen der einzelnen Proben, die vektoriell betrachtet die Beträge der Hauptrichtungsvektoren darstellen, wurden gruppenweise für jedes der angewandten Osteosyntheseverfahren zusammengefasst, um sie dann miteinander durch multiple t-Tests bzw. Homogenitätstests nach Ryan vergleichen zu können. Als signifikante Unterschiede wurden dabei alle jene Dislokationswerte interpretiert, die ein generalisiertes Signifikanzniveau von 95 % erreichten bzw. überschritten.

Der zur statistischen Auswertung herangezogene multiple t-Test gilt als trennscharf, er hat als Voraussetzungen jedoch das Vorliegen normalverteilter, metrischer Daten. Dies konnte jedoch nicht bewiesen werden. Der Homogenitätstest nach Ryan kommt dagegen ohne diese einschränkenden Voraussetzungen aus und ist universell anwendbar. Deshalb wurden im Rahmen der vorliegenden Arbeit die Homogenitätstests nach Ryan auf dem entsprechend erhöhten, generalisierten Signifikanzniveau für die 95 %ig sichere Aussage durchgeführt.

## **5. Ergebnisse**

Eines der Becken, das mit biodegradierbaren Schrauben versorgt worden war, hielt den nachfolgenden Belastungen ohne IAS nicht stand. Es wurde in dieser Gruppe für die weiteren statistischen Auswertungen entsprechend dem Outlier-Test nach Grubbs herausgenommen.

### **5.1. Belastungen**

Hinsichtlich der Belastungszyklen wurden alle Versuche in den jeweiligen Gruppen zusammengefasst und überprüft, ob Unterschiede bestehen, die eher zufällig, oder die signifikant sind. Die mittlere Kraft in den Phasen maximaler Belastung betrug  $799,7 \text{ N} \pm 0,9 \text{ N}$ . In den Phasen minimaler Belastungen betragen die Kräfte  $50,1 \text{ N} \pm 0,6 \text{ N}$ . Die vorstehend genannten Kraftintervalle hatten ein Vertrauensniveau von mehr als 99 %. Es waren somit keinerlei signifikante Unterschiede in den Kräfteinwirkungen zwischen den Gruppen nachweisbar. Man kann demzufolge mit großer Sicherheit von der Gleichheit der Belastungsmuster bei allen Versuchen in den Gruppen ausgehen.

### **5.2. Dislokationen**

#### **5.2.1 Richtungsbetrachtungen**

Die gemessenen und ausgewerteten Bewegungsmuster für die Frakturspaltbewegungen mit bzw. ohne IAS werden in der folgenden Abbildung dargestellt (Abbildung 12):

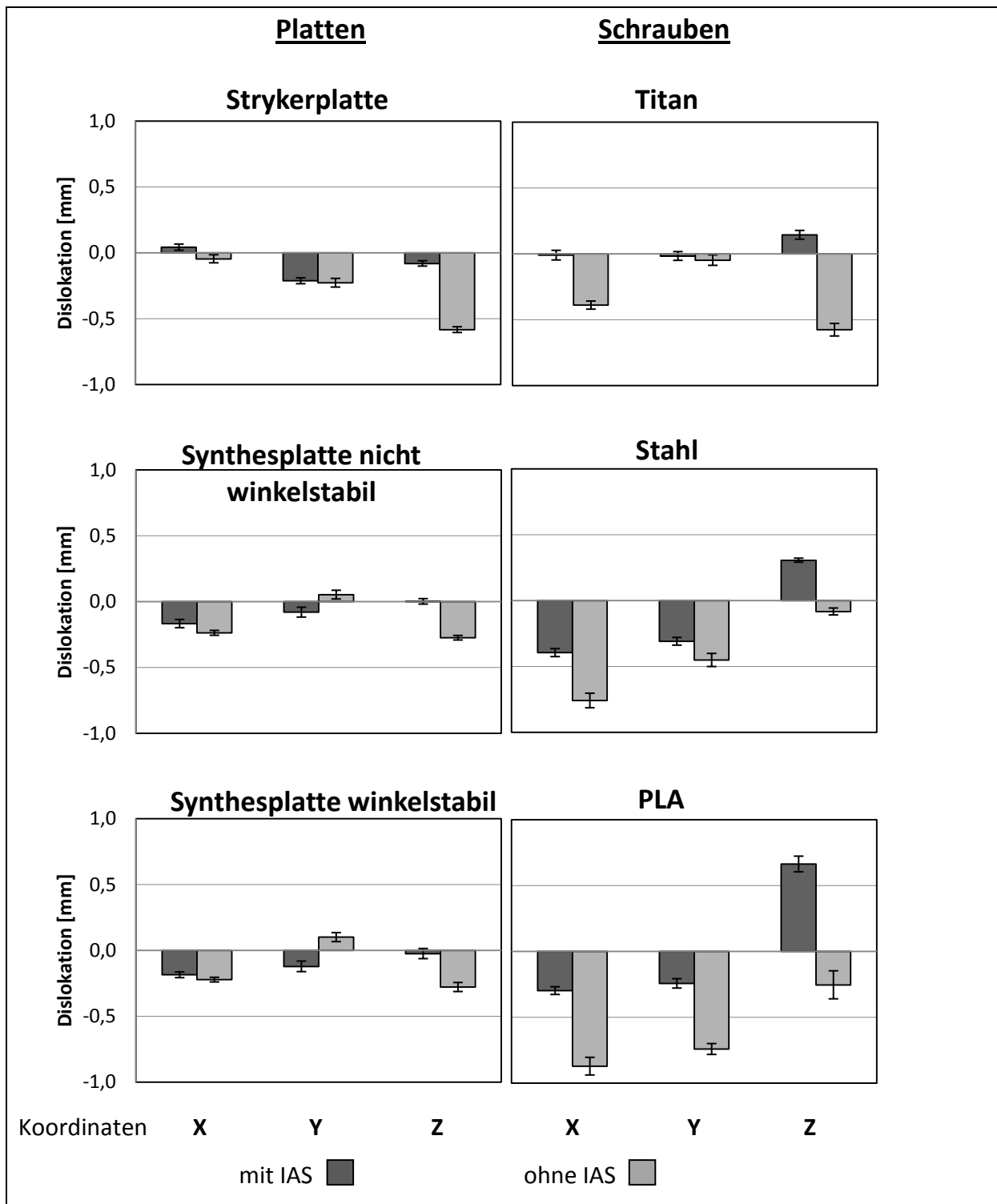


Abbildung 12: Vergleich Dislokation zwischen Gruppen mit und ohne IAS

Unabhängig von der Osteosynthese ähneln sich die Bewegungsmuster aller Gruppen, wobei eine additive Implantation der IAS die Dislokationen in X- und Y-Richtung vermindert. Dies entspricht einer verringerten Spaltbildung bzw. einem verringertem Lateralversatz. Eine Verschiebung der Dislokation in Z-Richtung, die eine Stufenbildung im Gelenkspalt darstellt,

resultiert aus der zusätzlichen Fixierung zwischen vorderem und hinterem Pfeiler auf einer zweiten Ebene. Hierdurch ist ein Schluss des knöchernen Fixationsrahmens um das Azetabulum möglich ( Abbildung 13).

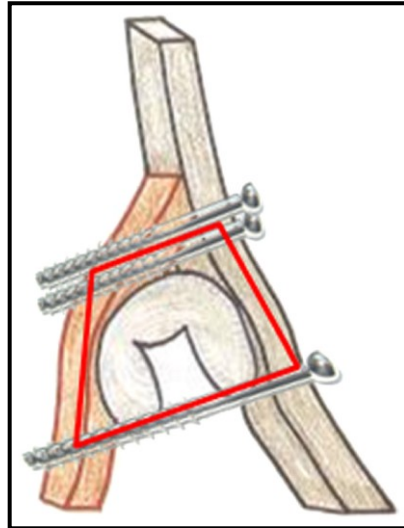


Abbildung 13: Fixationsrahmen bei Schraubenosteosynthese, Ansicht beider Pfeiler von lateral, (Graphik aus Letournel and Judet 1993 mit Genehmigung des Springer-Verlages modifiziert)

### 5.2.2. Dislokationsbeträge

Die Beträge der Dislokationsvektoren und deren Standardabweichungen (SD) ergaben sich für die Plattenosteosynthesen wie folgt (:

Tabelle 2):

Tabelle 2: Plattenosteosynthesen

Plattenosteosynthesen	Gruppe 1		Gruppe 2		Gruppe 3	
	+	-	+	-	+	-
IAS						
Dislokation [mm]	0,23	0,63	0,19	0,37	0,22	0,37
± SD [mm]	± 0,02	± 0,02	± 0,03	± 0,02	± 0,03	± 0,03
Stichprobenumfang	6	6	6	6	6	6

Für die Schraubenosteosynthesen ergaben sich folgende Dislokationsbeträge (Tabelle 3):

Tabelle 3: Schraubenosteosynthesen

Schraubenosteosynthesen	Gruppe 4		Gruppe 5		Gruppe 6	
	+	-	+	-	+	-
IAS						
Dislokation [mm]	0,14	0,7	0,59	0,89	0,77	1,17
± SD [mm]	± 0,03	± 0,04	± 0,03	± 0,05	± 0,05	± 0,06
Stichprobenumfang	6	6	6	6	6	5

Folgende Werte ergaben sich in den Ergebnissen der Homogenitätstests für die Prüfgrößen (Tabelle 4).

Tabelle 4: Homogenitätstest mit IAS; alle grau unterlegten und fettgedruckten Werte zeigen Signifikanz bei 95 % an statistischer Sicherheit an (nach Ryan).

+ IAS	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4	Gruppe 5	Gruppe 6
Gruppe 1	X	2,308	0,402	<b>4,316</b>	<b>17,965</b>	<b>26,897</b>
Gruppe 2	2,308	x	1,907	2,007	<b>20,273</b>	<b>29,206</b>
Gruppe 3	0,402	1,907	X	<b>3,914</b>	<b>18,366</b>	<b>27,299</b>
Gruppe 4	<b>4,316</b>	2,007	<b>3,914</b>	x	<b>22,281</b>	<b>31,213</b>
Gruppe 5	<b>17,965</b>	<b>20,273</b>	<b>18,366</b>	<b>22,281</b>	x	<b>8,932</b>
Gruppe 6	<b>26,897</b>	<b>29,206</b>	<b>27,299</b>	<b>31,213</b>	<b>8,932</b>	X



Im Ergebnis der Homogenitätstests ergaben sich für diese Prüfgrößen folgende Werte (Tabelle 5).

Tabelle 5: Homogenitätstest ohne IAS, die grau unterlegten und fettgedruckten Werte zeigen Signifikanz bei 95 % Signifikanzniveau (nach Ryan) an.

- IAS	1	2	3	4	5	6
1	x	<b>11,18</b>	<b>11,052</b>	<b>3,042</b>	<b>11,137</b>	<b>22,218</b>
2	<b>11,18</b>	x	0,129	<b>14,222</b>	<b>22,317</b>	<b>32,878</b>
3	<b>11,052</b>	0,129	X	<b>14,093</b>	<b>22,189</b>	<b>32,756</b>
4	<b>3,042</b>	<b>14,222</b>	<b>14,093</b>	x	<b>8,096</b>	<b>19,319</b>
5	<b>11,137</b>	<b>22,317</b>	<b>22,189</b>	<b>8,096</b>	x	<b>11,599</b>
6	<b>22,218</b>	<b>32,878</b>	<b>32,756</b>	<b>19,319</b>	<b>11,599</b>	X

In den initial geplanten multiplen t-Tests, deren Voraussetzungen wie bereits oben beschrieben wurde, nicht bewiesen werden konnten, ergaben sich 2 zusätzliche signifikante Unterschiede. Zum einen stellt sich der Vergleich zwischen nicht winkelstabilen und winkelstabilen Synthesplatten ohne IAS, zum anderen zwischen Titanschrauben und Strykerplatten ohne IAS mit 95 %iger statistischer Sicherheit als signifikant dar. Im Gegensatz dazu sind diese in den Ergebnissen des Homogenitätstests nach Ryan eher zufälliger Natur.

Der stabilisierende Effekt der IAS wird am deutlichsten in folgender Gegenüberstellung, bei der die einzelnen Gruppen mit und ohne IAS direkt nebeneinander dargestellt sind (Abbildung 14).

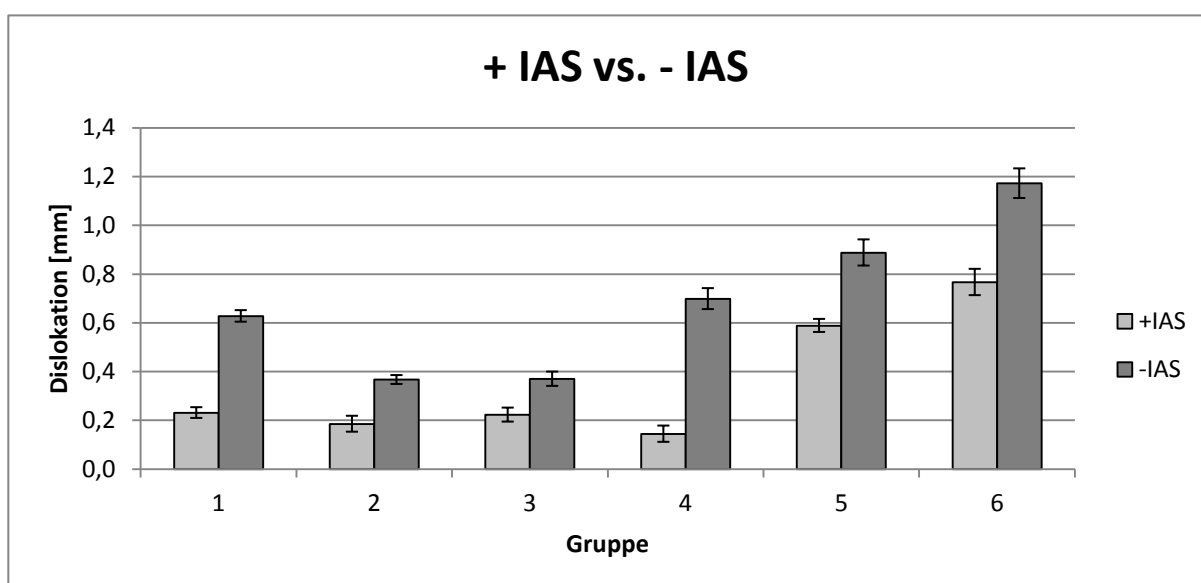


Abbildung 14: Vergleich +/- IAS

Alle aus Abbildung 14 ersichtlichen Unterschiede zwischen den mit und ohne IAS gemessenen Proben innerhalb der Gruppen konnten als hochsignifikant gesichert werden. Damit ergibt sich eine deutliche signifikante Reduzierung der Dislokationen mit folgenden Ausmaßen (Tabelle 6):

Tabelle 6: Relative Dislokationsreduktion durch die IAS

Gruppe	Dislokationsreduktion durch IAS in [%]
1	63
2	49
3	40
4	79
5	34
6	35

### 5.3. Bruchtests

Je zwei Becken pro Schraubengruppe wurden im Vergleich zur Standardplattenosteosynthese in Bruchtests getestet. Hierbei ergaben sich folgende Werte für die „Load to failure“ und die damit verbundenen Bruchstellen (Tabelle 7):

Tabelle 7: Bruchtests

Gruppen (n = 2)	IAS	Load to failure [N]	Bruchstelle
2	+	1102	Beide Plattenenden
	-	1586	Hinterer Pfeiler + Symphyse
4	+	793	<i>Stopp durch technisches Problem</i>
	-	1171	Hinterer Pfeiler
5	+	1504	Transiliakale Sakrumfraktur
	-	1075	Hinterer Pfeiler
6	+	1539	transforaminale Sakrumfraktur
	-	1104	Hinterer Pfeiler
nicht frakturiertes Kontroll-Becken	-	1371	Sakrum transalar + Symphyse

Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede für die mittlere Belastung beim Bruchtest hinsichtlich der gepoolten Gruppen mit und ohne IAS (1382 N ± 458 N vs. 1234 N ± 119 N) sowie dem nicht frakturierten Kontroll-Becken (1371 N). Bis zum Versagen kam es im lasttragenden Dom des Azetabulums zu keiner Dislokation größer als 2 mm.

## 6. Diskussion

Biomechanische Untersuchungen an Kadaverbecken stoßen an viele Grenzen. Obwohl für viele Fragestellungen auch Tiermodelle existieren, können diese zur Untersuchung von Azetabulumfrakturen aufgrund des Vierfüßlergangs der meisten Tiere nicht herangezogen werden (Olson et al. 2004). Unabhängig von der Spezies ist die Inhomogenität von Kadaverbecken in Größe, Azetabulumdurchmesser und Knochendichte ein schwer kontrollierbarer Einflussfaktor (Simonian et al. 1997). Im Vergleich zu standardisierten Kunststoffbecken würde daraus eine unverhältnismäßig hohe Stückzahl pro Gruppe für sichere statistische Auswertungen resultieren (Sawaguchi et al. 1984, Simonian et al. 1997, Culemann et al. 2007). Durch die sehr eingeschränkte Verfügbarkeit humaner Kadaverbecken wäre unser Testprotokoll in dieser Form und diesem Umfang nicht durchführbar gewesen. Hinzu kommt, dass die Verwendung von Kadaverbecken als auch von Kunststoffbecken gleiche systematische Fehler aufweist, weil in beiden Fällen wichtige Gelenkstabilisatoren, im Vergleich zur Situation in vivo, fehlen. Dazu zählen die Muskulatur, das Labrum und die Gelenkkapsel mit ihrer propriozeptiven Funktion. Jedoch wurden in zwei Veröffentlichungen ähnliche Bewegungsmuster beobachtet (Sawaguchi et al. 1984, Simonian et al. 1997, Culemann et al. 2009b). Nur 5 von 22 Muskeln, die das Hüftgelenk stabilisieren, wurden im hier vorgestellten Versuchsaufbau am Beckenmodell simuliert, während Bänder, Gelenkkapsel oder Gelenkknorpel fehlten (Dalstra und Huiskes 1995).

Die Vorteile in der Verwendung der Kunststoffbecken liegen in der Eliminierung vieler Variablen unter Beibehaltung der biomechanischen Achse und der Kraftvektoren, um die relativen Unterschiede hinsichtlich der Stabilität der verschiedenen Osteosyntheseverfahren darstellen zu können. Einen Nachteil stellt das Fehlen einer Spongiosa im Kunststoffmodell dar, so dass Kompressionsbewegungen nur bedingt abgebildet werden können (Culemann et al. 2007). Derzeit wissen wir nicht, wie elastisch sich das Kunststoffmaterial im Vergleich zur Elastizität der Spongiosa unter den Belastungen verhält.

Der Versuchsaufbau als Einbeinstand-Modell wurde bereits erfolgreich von mehreren Arbeitsgruppen angewendet und ist damit quasi ein Standard für biomechanische Untersuchungen am Becken geworden (Pohlemann et al. 1992, Simonian et al. 1997, Konrath et al. 1998, Schildhauer et al. 2003, Yinger et al. 2003, van Zwienen et al. 2004,

Culemann et al. 2007, Olson et al. 2007).

Die multiaxialen Kräfte und Bewegungen am komplexen Beckenknochen erfordern ein adäquates, drei-dimensionales Messverfahren (Pohlemann et al. 1992, Culemann et al. 2000, Schildhauer et al. 2003, van Zwienen et al. 2004, Culemann et al. 2007).

Die Analyse des Deutschen Beckenregisters mit über 1266 dokumentierten Beckenfrakturen zeigte, dass die von uns untersuchte vordere Pfeilerfraktur nicht nur die dritthäufigste Frakturform des Azetabulums darstellt (Anteil von 12,3 % aller Azetabulumfrakturen), sondern dass sich für ihr Auftreten auch ein relativer Anstieg über die letzten 15 Jahre darstellen lässt (Ochs et al. 2010). Dieser liegt auch im demografischen Wandel begründet. Bei der vorderen Pfeilerfraktur handelt es sich häufig um eine Monoverletzung älterer Menschen in Folge eines Sturzereignisses (Rommens et al. 2003, Culemann et al. 2005, Ochs et al. 2010). Bei diesen Patienten müssen mehrere Therapieeinschränkungen bedacht werden. Die konservative Therapie mit Extension ist aufgrund der typischen Risiken einer längeren Immobilisation komplikationsträchtig. Dies gilt in ähnlicher Weise für die konventionelle operative Therapie, die mit großen Zugängen und postoperativer Ent- oder Teilbelastung verbunden ist. Sie ist jedoch bei älteren Patienten oft nur eingeschränkt möglich, was die Bedeutung einer möglichst stabilen, osteosynthetischen Versorgung verdeutlicht. Schraubenosteosynthesen scheinen durch ihre minimalinvasiven Implantationsmöglichkeiten eine vielversprechende Option zu sein. Eine wichtige Voraussetzung dafür ist jedoch die vorherige anatomische Reposition der Fraktur (Gay et al. 1992, Jacob et al. 2000, Zura und Kahler 2000, Crowl und Kahler 2002, Kahler 2003, Hügli et al. 2004, Mouhsine et al. 2005, Gras et al. 2008). Die Stabilität von Schraubenosteosynthesen muss aber für jede Frakturform einzeln untersucht werden. Im Ergebnis einer ausgiebigen Literaturrecherche zu dieser Fragestellung konnten nur 3 biomechanische Studien für Fragestellungen an vorderen Pfeilerfrakturen gefunden werden:

Vrahas und Mitarbeiter definierten mittels Messung des „roof arc“ Kriterien der Instabilität für Azetabulumfrakturen, welche die Notwendigkeit einer operativen Therapie anzeigen (Vrahas et al. 1999). Sie berichten eine steigende Instabilität bei vermindertem „roof arc“ von  $21^\circ \pm 1,3^\circ$  und bei einer Maximalbelastung von 1600 N. In der vorliegenden Arbeit wurde ein vergleichbarer Frakturverlauf untersucht, der die maximale Instabilität einer hoch auslaufenden vorderen Pfeilerfraktur bei einem „roof-arc“ von  $18^\circ$  darstellt. So konnte ohne vorherige Osteosynthese kein Beckenmodell in den Versuchsaufbau eingespannt werden.

Die im Vergleich zur Studie von Vrahas et al. reduzierte Maximalbelastung begründet sich durch eine unterschiedliche Versuchsanordnung. Bei den für diese Arbeit durchgeführten Testreihen wurde die Kraft, die das Gewicht des Torsos simulieren soll, zentral über den 5. Lendenwirbel eingebracht. Im Unterschied dazu erfolgte die Krafteinleitung bei Vrahas und Mitarbeitern über das Ilium. Dabei wird jedoch die tatsächlich einwirkende Kraft durch den kürzeren Hebelarm und das geringere Drehmoment auf etwa ein Viertel reduziert.

Konrath und Mitarbeiter beschreiben eine Erhöhung des Maximaldrucks bei schlecht reponierten Frakturen mit Stufen- oder Spaltbildung (Konrath et al. 1998). Von uns wurden alle Frakturen anatomisch korrekt reponiert und stabilisiert, da dies ein unbedingtes Ziel der operativen Versorgung und Voraussetzung für eine minimal invasive Schraubenosteosynthese darstellt.

Culemann und Mitarbeiter berichten über eine Steigerung der Stabilität bei der Versorgung von vorderen Pfeiler- und hinteren hemitransversen Frakturen mittels Plattenosteosynthese unter Verwendung längerer Schrauben in Azetabulumnähe (Culemann et al. 2009b). Aufgrund dieser Studie wurde in Vorversuchen für die vorliegende Arbeit die optimale Schraubenkonfiguration bestimmt: eine Schraube im hohen Ilium, zwei supraazetabulären Schrauben und einer infraazetabulären Schraube. Vergleichbare Ergebnisse wurden für transiliakale Frakturen beschrieben, die biomechanisch eine ähnlich verlaufende Frakturform darstellen. Simonian et al. erreichten die maximale Stabilität hierbei mittels einer Zugschraube in der Crista iliaca in Kombination mit einer Schrauben- oder Plattenosteosynthese des Beckenrandes (Simonian et al. 1997). Dabei konnte durch diese Schraubenosteosynthese eine Stabilitätsverbesserung um 68 % gegenüber der Plattenfixation erreicht werden, die jedoch aufgrund einer hohen Varianz nicht als signifikant dargestellt werden konnte. Die Plattenfixation stabilisiert die Fraktur in indirekter und exzentrischer Art und Weise, wohingegen die Schraubenosteosynthese die Frakturlinie kreuzt. Hierdurch wird die Biegebelastung auf die Implantate reduziert und zusätzlich über den Zugschraubeneffekt der Frakturspalt komprimiert. Ein wichtiger Vorteil der Zugschraubenosteosynthese besteht darin, dass man sie perkutan und damit minimal invasiv einbringen kann. Für die transverse Azetabulumfraktur wurde die Zugschraubenosteosynthese als praktikable Option beschrieben, die eine höhere Steifigkeit im Vergleich zur Plattenfixierung aufweist (Chang et al. 2001).

Minimalinvasive Techniken stellen wichtige alternative Zugänge bei Vorhandensein von

Hautablederungen, Verbrennungen, Morel-Lavallée-Syndrom und für Patienten im fortgeschrittenen Alter dar, um so die Risiken einer prolongierten Operation, sowie einer offenen, internen Fixierung zu vermeiden.

Die Schrauben sollten aufgrund der guten periazetabulären Knochenqualität gelenksnah eingebracht werden (Culemann et al. 2010). Dies kann jedoch bei später erforderlichem endoprothetischen Gelenkersatz, aufgrund einer posttraumatischen sekundären Koxarthrose oder avaskulären Femurkopfnekrose, zu Problemen bei der Pfannenimplantation führen. In diesen Fällen sind PLA-Schrauben aufgrund ihrer biodegradierbaren Eigenschaft, aber auch durch ihre leichte Säg- oder Wegfräßbarkeit von Vorteil, um notwendige und komplizierte Materialentfernungen zu vermeiden. Aus diesen Gründen wurden auch PLA-Schrauben in dieser Studie untersucht. Sie zeigten im Ergebnis der statischen Tests insgesamt viel versprechende erste Ergebnisse. Weitere biomechanische Untersuchungen bezüglich der zyklischen Belastung mit Degradation über die Zeit sind hier jedoch noch notwendig. Die genannten Vorteile müssen aber auch gegenüber bekannten Nebenwirkungen, wie beispielsweise aseptische Weichteilreaktion, abgewogen werden. Hierfür sollten beide Fragestellungen aufgrund ihrer Abhängigkeit von Material-, Implantat- und Gewebeeigenschaften für jede Anwendung separat untersucht werden.

Zur Frage nach der Bedeutung der IAS kann im Ergebnis der vorliegenden Untersuchungen festgestellt werden, dass sie die Stabilität der Fraktur unabhängig vom angewandten Osteosyntheseverfahren verbessern und die postoperative Dislokation vermindern. Dies kann zu einer Reduktion von Arthrose- und Chondrolyseraten beitragen (Olson et al. 1997).

Die Ergebnisse der Bruchtests, in denen kein signifikanter Unterschied in der „Load to failure“ festgestellt werden konnte, zeigten eine Änderung im Versagensmuster durch die IAS. Die Lokalisation des Versagens verlagerte sich vom hinteren Pfeiler auf den hinteren Beckenring. Diese Bruchstelle im hinteren Beckenring stellt allerdings viel eher eine materialassoziierte Limitation des Kunststoff-Beckenmodells dar, als dass sie ein Maß für die Stabilität der Osteosynthesen ist. Auf Grundlage dieser Ergebnisse der vorliegenden Arbeit werden alle Azetabulumfrakturen mit separierten Pfeilern, die an der Jenaer Klinik über einen ilioinguinalen Zugang versorgt werden, unabhängig vom Osteosyntheseverfahren nach Möglichkeit mit einer additiven IAS versorgt. Eine entsprechende Implantationstechnik wurde hierzu kürzlich durch unsere Arbeitsgruppe publiziert.

Alle im Rahmen dieser Arbeit getesteten Schraubenosteosynthesen zeigten mit IAS eine Dislokation  $<2$  mm im lasttragenden Azetabulumdom. Damit blieben sie im klinisch geforderten Bereich (Culemann et al. 2009a). Dabei zeigten sich relative Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen von Schraubenosteosynthesen und auch gegenüber dem Standardverfahren. Während die Titanschraubenfixierung eine den Plattenosteosynthesen vergleichbare Dislokation zuließ, war diese sowohl bei Osteosynthesen mit Stahlschrauben als auch umso mehr bei PLA-Schrauben ungleich höher. Gründe hierfür liegen zum einen in der Schraubengröße (Titan=Stahl>PLA) und sicher auch in den Material- und Gewindeunterschieden der Schrauben (Siehe Abbildung 7). Größere kanülierte PLA-Schrauben waren auf dem Markt zum Zeitpunkt der Untersuchungen nicht verfügbar.

Winkelstabile Plattenosteosynthesen haben die Unfallchirurgie in den letzten Jahren revolutioniert. Besonders bei gelenksnahen Frakturen haben sie sich für verschiedene Indikationen bewährt. In der Versorgung von komplexen Beckenfrakturen fanden sie allerdings bisher selten Verwendung. Erste biomechanische Vergleiche zu herkömmlichen nicht winkelstabilen Plattenosteosynthesen schienen am Becken keinen Vorteil gegenüber den konventionellen Plattenosteosynthesen zu haben (Mehin et al. 2009). Mehin und Mitarbeiter zeigten an 5 Paaren Kadaverazetabulae, dass durch die Versorgung einer transversen Azetabulumfraktur mit winkelstabilen Platten kein signifikanter Unterschied gegenüber konventionellen Plattensystemen mit interfragmentärer Zugschraube darstellbar war. Diese Ergebnisse konnten wir in der vorliegenden Arbeit für vordere Pfeilerfrakturen nachvollzogen werden. Hierfür gelten jedoch insofern Einschränkungen, als dass das von uns verwendete Kunststoffbecken sicher kein geeignetes Modell für osteoporotischen Knochen darstellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen dieser Arbeit können nur mit Vorsicht interpretiert werden, da sie sich nicht eins zu eins in die klinische Situation übertragen lassen. Dies gilt insbesondere für die Absolutwerte der gemessenen Dislokationen. In Übereinstimmung zu den oben diskutierten in-vitro-Studien wurden im hier untersuchten Modell Schäden der Gelenkoberfläche nicht berücksichtigt, die jedoch häufig im Rahmen der Verletzungen vorkommen. Auch wurden keine Schrauben-Knochen-Interaktionen von uns untersucht und es fanden keine Überprüfungen auf Materialermüdung statt.



## 7. Schlussfolgerungen

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden unterschiedliche Konzepte zur Versorgung der vorderen Pfeilerfraktur des Azetabulum untersucht und verglichen. Basierend auf den hier vorgestellten Ergebnissen der dynamischen, biomechanischen Untersuchungen ist unabhängig von dem verwendeten Osteosyntheseverfahren das Setzen einer IAS zu empfehlen, weil dies die Stabilität der Osteosynthese deutlich erhöht.

Es konnten signifikante Unterschiede hinsichtlich der Primärstabilität zwischen den klinisch verfügbaren Schraubenosteosynthesen identifiziert werden, wobei sowohl mit als auch ohne IAS die Stabilität in folgender Reihenfolge abnahm:

Titan > Stahl > PLA.

Die Titanschraubenosteosynthese mit IAS ist hinsichtlich der Primärstabilität im Vergleich zum Goldstandard der konventionellen Plattenosteosynthesen mit IAS im Ergebnis der vorliegenden Untersuchungen als gleichwertig anzusehen.

Die Verwendung von winkelstabilen gegenüber konventionellen Plattensystemen zeigte hinsichtlich der Primärstabilität bei den Untersuchungen am vorgestellten Beckenmodell keine Vorteile.

Vor dem weiteren Einsatz biodegradierbarer Implantate sind noch weitere Untersuchungen notwendig, die vor allem die Fragen nach dem Stabilitätsverlust im Zeitverlauf und zu möglichen materialassoziierten Komplikationen klären müssen. Dies gilt insbesondere für Gelenksfrakturen, bei denen eine absolute Stabilität notwendig ist.

Im Ergebnis der vorliegenden, vergleichenden Untersuchungen am Beckenmodell kann die Schraubenosteosynthese eine attraktive alternative Therapieoption zur Versorgung vorderer Pfeilerfrakturen darstellen, wenn man den Frakturverlauf und die Compliance der Patienten entsprechend berücksichtigt.

## 8. Literatur- und Quellenverzeichnis

- Alonso JE, Davila R, Bradley E. 1994. Extended iliofemoral versus triradiate approaches in management of associated acetabular fractures. *Clin Orthop Relat Res*, (305):81-87.
- Ambrose CG, Clanton TO. 2004. Bioabsorbable implants: review of clinical experience in orthopedic surgery. *Ann Biomed Eng*, 32 (1):171-177.
- Andriano KP, Pohjonen T, Tormala P. 1994. Processing and characterization of absorbable polylactide polymers for use in surgical implants. *J Appl Biomater*, 5 (2):133-140.
- Anglen JO, Moore KD. 1996. Prevention of heterotopic bone formation after acetabular fracture fixation by single-dose radiation therapy: a preliminary report. *J Orthop Trauma*, 10 (4):258-263.
- Ashammakhi N, Suuronen R, Tiainen J, Tormala P, Waris T. 2003. Spotlight on naturally absorbable osteofixation devices. *J Craniofac Surg*, 14 (2):247-259.
- Bellabarba C, Berger RA, Bentley CD, Quigley LR, Jacobs JJ, Rosenberg AG, Sheinkop MB, Galante JO. 2001. Cementless acetabular reconstruction after acetabular fracture. *J Bone Joint Surg Am*, 83-A (6):868-876.
- Bergsma JE, de Bruijn WC, Rozema FR, Bos RR, Boering G. 1995. Late degradation tissue response to poly(L-lactide) bone plates and screws. *Biomaterials*, 16 (1):25-31.
- Blum J, Beyermann K, Ritter G. 1991. Häufigkeit der Hüftpfannenfrakturen vor und nach Einführung der Gurtanschnallpflicht. *Unfallchirurgie*, 17 (5):274-279.
- Böhler J. 1953. Experimentelle Untersuchungen über die Ursache der sog. Kopfnekrosen nach Luxationen und Luxationsfrakturen der Hüfte. *Chirurg*, 24 (8):344-349.
- Böstman O, Pihlajamäki H. 2000a. Clinical biocompatibility of biodegradable orthopaedic implants for internal fixation: a review. *Biomaterials*, 21 (24):2615-2621.
- Böstman O, Päiväranta U, Partio E, Vasenius J, Manninen M, Rokkanen P. 1992. Degradation and tissue replacement of an absorbable polyglycolide screw in the fixation of rabbit femoral osteotomies. *J Bone Joint Surg Am*, 74 (7):1021-1031.
- Böstman OM. 1996. Metallic or absorbable fracture fixation devices. A cost minimization analysis. *Clin Orthop Relat Res*, (329):233-239.
- Böstman OM. 1998. Osteoarthritis of the ankle after foreign-body reaction to absorbable pins and screws: a three- to nine-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Br*, 80 (2):333-338.
- Böstman OM, Pihlajamäki HK. 1998. Late foreign-body reaction to an intraosseous bioabsorbable polylactic acid screw. A case report. *J Bone Joint Surg Am*, 80 (12):1791-1794.
- Böstman OM, Pihlajamäki HK. 2000b. Adverse tissue reactions to bioabsorbable fixation devices. *Clin Orthop Relat Res*, (371):216-227.
- Böstman OM, Laitinen OM, Tynnenen O, Salminen ST, Pihlajamäki HK. 2005. Tissue restoration after resorption of polyglycolide and poly-lactide screws. *J Bone Joint Surg Br*, 87 (11):1575-1580.
- Braun W, Mayr E, Ruter A. 1997. Rekonstruktion komplexer Acetabulum-frakturen über den erweiterten Kocher-Langenbeck-Zugang (modifizierter Maryland-

- Approach). *Oper Orthop Traumatol*, 9 (2):83-96.
- Briem D, Windolf J, Rueger JM. 2007. Perkutane, 2D-fluoroskopisch navigierte Sakrumverschraubung in Rückenlage: Technik, Möglichkeiten und Grenzen. *Unfallchirurg*, 110 (5):393-401.
- Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH, Jr. 1973. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am*, 55 (8):1629-1632.
- Brumback RJ, Holt ES, McBride MS, Poka A, Bathon GH, Burgess AR. 1990. Acetabular depression fracture accompanying posterior fracture dislocation of the hip. *J Orthop Trauma*, 4 (1):42-48.
- Brumback RJ, Ellison TS, Molligan H, Molligan DJ, Mahaffey S, Schmidhauser C. 1992. Pudendal nerve palsy complicating intramedullary nailing of the femur. *J Bone Joint Surg Am*, 74 (10):1450-1455.
- Buchanan JR. 1980. Bowel entrapment by pelvic fracture fragments: a case report and review of the literature. *Clin Orthop Relat Res*, (147):164-166.
- 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*, (392):433-441.
- Chen AL, Wolinsky PR, Tejwani NC. 2003. Hypogastric artery disruption associated with acetabular fracture. A report of two cases. *J Bone Joint Surg Am*, 85-A (2):333-338.
- Cheng SL, Rosati C, Waddell JP. 1995. Fatal hemorrhage caused by vascular injury associated with an acetabular fracture. *J Trauma*, 38 (2):208-209.
- Chiu FY, Lo WH, Chen TH, Chen CM, Huang CK, Ma HL. 1996. Fractures of posterior wall of acetabulum. *Arch Orthop Trauma Surg*, 115 (5):273-275.
- Claes L, Burri C, Kiefer H, Mutschler W. 1986. Resorbierbare Implantate zur Refixierung von osteochondralen Fragmenten in Gelenkflächen. *Aktuelle Traumatol*, 16 (2):74-77.
- Claes LE, Ignatius AA. 2002. Entwicklung neuer biodegradabler Implantate. *Chirurg*, 73 (10):990-996.
- 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*, (305):112-123.
- Crowl AC, Kahler DM. 2002. Closed reduction and percutaneous fixation of anterior column acetabular fractures. *Comput Aided Surg*, 7 (3):169-178.
- Culemann U, Tosounidis G, Pohlemann T. 2005. Die Therapie bei Azetabulumfrakturen--aktuelle Diagnostik und Behandlungsstrategie. *Zentralbl Chir*, 130 (5):W58-71; quiz W72-53.
- Culemann U, Tosounidis G, Pohlemann T. 2009a. Aktuelle Behandlungsstrategien nach Azetabulumfrakturen. *Orthopädie & Unfallchirurgie up2date*, 4:229-248.
- Culemann U, Pohlemann T, Hufner T, Gänsslen A. 2000. Dreidimensionale Bewegungsanalyse nach interner Stabilisierung von Beckenringfrakturen. Eine Computersimulation. *Unfallchirurg*, 103 (11):965-971.
- Culemann U, Marintschev I, Gras F, Pohlemann T. 2011. Infra-acetabular corridor--technical tip for an additional screw placement to increase the fixation strength of acetabular fractures. *J Trauma*, 70 (1):244-246.
- Culemann U, Scola A, Tosounidis G, Pohlemann T, Gebhard F. 2010. Versorgungskonzept der Beckenringverletzung des alten Patienten. Eine Herausforderung. *Unfallchirurg*, 113 (4):258-271.
- Culemann U, Seelig M, Lange U, Gänsslen A, Tosounidis G, Pohlemann T. 2007. Vergleichende biomechanische Untersuchung zur internen Stabilisierung der

- transforaminalen Sakrumfraktur. Ist eine winkelstabile Plattenosteosynthese vorteilhaft? Unfallchirurg, 110 (6):528-536.
- Culemann U, Holstein JH, Kohler D, Tzioupis CC, Pizanis A, Tosounidis G, Burkhardt M, Pohlemann T. 2009b. Different stabilisation techniques for typical acetabular fractures in the elderly-A biomechanical assessment. Injury, D'Aubigné RM, Postel M. 1954. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. J Bone Joint Surg Am, 36-A (3):451-475.
- Dalstra M, Huiskes R. 1995. Load transfer across the pelvic bone. J Biomech, 28 (6):715-724.
- Datamonitor. 2001. Devices of Tomorrow: The Impact of Resorbable Technologies on the Sports Medicine and Trauma Markets
- Daum WJ, Scarborough MT, Gordon W, Jr., Uchida T. 1992. Heterotopic ossification and other perioperative complications of acetabular fractures. J Orthop Trauma, 6 (4):427-432.
- de Peretti F, Schlatterer B, Cambas PM, Argenson C. 1994. [Letournel's ilio-femoral way in acetabular fractures of the two columns. A prospective study]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 80 (6):476-484.
- de Ridder VA, de Lange S, Kingma L, Hogervorst M. 1994. Results of 75 consecutive patients with an acetabular fracture. Clin Orthop Relat Res, (305):53-57.
- Decker R, Ruf W. 1988. Die Zuggurtung der Symphysenruptur mit geflochtenen Polydioxanon-Bändern (PDS). Z Orthop Ihre Grenzgeb, 126 (1):14-18.
- Dittrich W, Schulz R. 1971. Kinetik und Mechanismus der ringförmigen Polymerisation von L-Lactid. Angew Makromol Chemie, (15):109-126.
- Evers B, Solbach T, Ignatius AA, Claes LE, Gerngroß H. 2002. Clinical and radiological results after use of biodegradable implants in trauma and reconstruction. Proceedings of AAOS, Dallas:750.
- Fishman AJ, Greeno RA, Brooks LR, Matta JM. 1994. Prevention of deep vein thrombosis and pulmonary embolism in acetabular and pelvic fracture surgery. Clin Orthop Relat Res, (305):133-137.
- Fleischer G, Kallieris D, Kappner R, Schmidt G. 1995. Zur quantitativen Traumatomechanik der Beckenfraktur. Unfallchirurg, 98 (7):398-405.
- Frank JL, Reimer BL, Raves JJ. 1989. Traumatic iliofemoral arterial injury: an association with high anterior acetabular fractures. J Vasc Surg, 10 (2):198-201.
- Gänsslen A, Pohlemann T. 1998. Tscherne Unfallchirurgie Becken und Acetabulum, Kapitel 23, Ergebnisse und Langzeitprognose. Aufl. Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Gänsslen A, Pohlemann T, Paul C, Lobenhoffer P, Tscherne H. 1996. Epidemiology of pelvic ring injuries. Injury, 27 Suppl 1:S-A13-20.
- Gay SB, Sistrom C, Wang GJ, Kahler DA, Boman T, McHugh N, Goitz HT. 1992. Percutaneous screw fixation of acetabular fractures with CT guidance: preliminary results of a new technique. AJR Am J Roentgenol, 158 (4):819-822.
- Ghalambor N, Matta JM, Bernstein L. 1994. Heterotopic ossification following operative treatment of acetabular fracture. An analysis of risk factors. Clin Orthop Relat Res, (305):96-105.
- Giannoudis PV, Grotz MR, Papakostidis C, Dinopoulos H. 2005. Operative treatment of displaced fractures of the acetabulum. A meta-analysis. J Bone Joint Surg Br, 87 (1):2-9.
- Goulet JA, Bray TJ. 1989. Complex acetabular fractures. Clin Orthop Relat Res, (240):9-20.

- Gras F, Marintschev I, Mendler F, Wilharm A, Mückley T, Hofmann GO. 2008. 2D-fluoroskopisch navigierte perkutane Schraubenosteosynthese von Azetabulumfrakturen: Erste Ergebnisse einer neuen Methode. *Z Orthop Unfall*, 146 (2):231-239.
- Gruen GS, Mears DC, Tauxe WN. 1988. Distinguishing avascular necrosis from segmental impaction of the femoral head following an acetabular fracture: preliminary report. *J Orthop Trauma*, 2 (1):5-9.
- Gruen GS, McClain EJ, Gruen RJ. 1995. The diagnosis of deep vein thrombosis in the multiply injured patient with pelvic ring or acetabular fractures. *Orthopedics*, 18 (3):253-257.
- Guy RL, Butler-Manuel PA, Holder P, Brueton RN. 1992. The role of 3D CT in the assessment of acetabular fractures. *Br J Radiol*, 65 (773):384-389.
- Haas NP, Stockle UC, Hoffmann R. 1999. Azetabulumchirurgie. *Entwicklung, Stand und Ausblick. Zentralbl Chir*, 124 (11):999-1003.
- Hardy SL. 1997. Femoral nerve palsy associated with an associated posterior wall transverse acetabular fracture. *J Orthop Trauma*, 11 (1):40-42.
- Helfet DL, Schmeling GJ. 1994a. Management of complex acetabular fractures through single nonextensile exposures. *Clin Orthop Relat Res*, (305):58-68.
- Helfet DL, Schmeling GJ. 1994b. Somatosensory evoked potential monitoring in the surgical treatment of acute, displaced acetabular fractures. Results of a prospective study. *Clin Orthop Relat Res*, (301):213-220.
- Helfet DL, Koval KJ, Hissa EA, Patterson S, DiPasquale T, Sanders R. 1995. Intraoperative somatosensory evoked potential monitoring during acute pelvic fracture surgery. *J Orthop Trauma*, 9 (1):28-34.
- Heppert V, Holz F, Winkler H, Wentzensen A. 1995. Musculus-rectus-abdominis-Nekrose. Komplikation nach ilioinguinalem Zugang. *Unfallchirurg*, 98 (2):98-101.
- Hoffmann R, Stöckle U, Nittinger M, Südkamp NP, Haas NP. 2000. Operative Behandlung komplexer Azetabulumfrakturen durch den modifizierten erweiterten iliofemoralel Zugang (-Maryland-). 2-Jahres-Ergebnisse einer prospektiven Studie. *Unfallchirurg*, 103 (1):12-21.
- Hofmann GO. 1994. Implantate und Transplantate für den Knochenersatz. *Versicherungsmedizin*, 46 (5):152-158.
- Hofmann GO. 1995. Biodegradable implants in traumatology: a review on the state-of-the-art. *Arch Orthop Trauma Surg*, 114 (3):123-132.
- Hofmann GO, Wagner FD. 1993. New implant designs for bioresorbable devices in orthopaedic surgery. *Clin Mater*, 14 (3):207-215.
- Hofmann GO, Wagner FD, Hackhofer T. 1994. Osteosyntheseimplantate aus biodegradierbaren Polymeren. *Z Med Phys*, (4):6-12.
- Hofmann GO, Kluger P, Fischer R. 1997. Biomechanical evaluation of a bioresorbable PLA dowel for arthroscopic surgery of the shoulder. *Biomaterials*, 18 (21):1441-1445.
- Hofmann GO, Marintschev I, Mückley T. 2008. Endoprothetik nach Azetabulumfrakturen. *Trauma und Berufskrankheit*, 10 (2):136-140.
- Hofmann GO, Liedtke H, Ruckdeschel G, Lob G. 1990. The influence of bacterial contaminations on the biodegradation of PLA implants. *Clin Mater*, 6 (2):137-150.
- Hofmann GO, Wagner FD, Keller A, Feist H. 1996. Postoperative irradiation treatment and bioresorbable implants in orthopaedic surgery: an experimental in vitro study. *Biomaterials*, 17 (11):1149-1153.
- Hofmann GO, Wagner FD, Beickert R, Gonschorek O, Bühren V. 2001. Anterior

- Cruciate Ligament Reconstruction Using Patellar Tendon Autograft and Bioresorbable Interference Screws. *European Journal of Trauma*, (5):241-249.
- Hüfner T, Stübiger T, Gössling T, Kendoff D, Geerling J, Krettek C. 2007. Kosten- und Nutzenanalyse der intraoperativen 3D-Bildgebung. *Unfallchirurg*, 110 (1):14-21.
- Hügli RW, Staedele H, Messmer P, Regazzoni P, Steinbrich W, Gross T. 2004. Displaced anterior column acetabular fracture: closed reduction and percutaneous CT-navigated fixation. *Acta Radiol*, 45 (6):618-621.
- Ignatius AA, Claes LE. 1996. In vitro biocompatibility of bioresorbable polymers: poly(L, DL-lactide) and poly(L-lactide-co-glycolide). *Biomaterials*, 17 (8):831-839.
- Ito H, Matsuno T, Minami A. 2006. Fixation with poly-L-lactide screws in hip osteotomies. *Clin Orthop Relat Res*, 444:169-175.
- Jacob AL, Suhm N, Kaim A, Regazzoni P, Steinbrich W, Messmer P. 2000. Coronal acetabular fractures: the anterior approach in computed tomography-navigated minimally invasive percutaneous fixation. *Cardiovasc Intervent Radiol*, 23 (5):327-331.
- Johnson EE, Eckardt JJ, Letournel E. 1987. Extrinsic femoral artery occlusion following internal fixation of an acetabular fracture. A case report. *Clin Orthop Relat Res*, (217):209-213.
- Johnson EE, Kay RM, Dorey FJ. 1994a. Heterotopic ossification prophylaxis following operative treatment of acetabular fracture. *Clin Orthop Relat Res*, (305):88-95.
- Johnson EE, Matta JM, Mast JW, Letournel E. 1994b. Delayed reconstruction of acetabular fractures 21-120 days following injury. *Clin Orthop Relat Res*, (305):20-30.
- Judet R, Judet J, Letournel E. 1962. [Surgical treatment of recent fractures of the acetabulum. (Apropos of 46 operated cases)]. *Mem Acad Chir (Paris)*, 88:369-377.
- Judet R, Judet J, Letournel E. 1964a. [Fractures of the Acetabulum.]. *Acta Orthop Belg*, 30:285-293.
- Judet R, Judet J, Letournel E. 1964b. Fractures of the Acetabulum: Classification and Surgical Approaches for Open Reduction. Preliminary Report. *J Bone Joint Surg Am*, 46:1615-1646.
- Kahler D. 2003. Percutaneous Screw Insertion for Acetabular and Sacral Fractures. *Techniques in Orthopaedics*, 18 (2):174-183.
- Kendoff D, Gardner MJ, Citak M, Kfuri M, Jr., Thumes B, Krettek C, Hüfner T. 2008. Value of 3D fluoroscopic imaging of acetabular fractures comparison to 2D fluoroscopy and CT imaging. *Arch Orthop Trauma Surg*, 128 (6):599-605.
- Klos K, Sauer S, Hoffmeier K, Gras F, Fröber R, Hofmann GO, Mückley T. 2009. Biomechanical evaluation of plate osteosynthesis of distal fibula fractures with biodegradable devices. *Foot Ankle Int*, 30 (3):243-251.
- Konrath GA, Hamel AJ, Sharkey NA, Bay BK, Olson SA. 1998. Biomechanical consequences of anterior column fracture of the acetabulum. *J Orthop Trauma*, 12 (8):547-552.
- Kreder HJ, Rozen N, Borkhoff CM, Laflamme YG, McKee MD, Schemitsch EH, Stephen DJ. 2006. Determinants of functional outcome after simple and complex acetabular fractures involving the posterior wall. *J Bone Joint Surg Br*, 88 (6):776-782.
- Kronenthal R. 1975. Biodegradable Polymers in Medicine and Surgery. In: *Polymers in Medicine and Surgery*. Aufl. New York, London: Plenum Press.

- Kulkarni RK, Pani KC, Neuman C, Leonard F. 1966. Polylactic acid for surgical implants. *Arch Surg*, 93 (5):839-843.
- Lautel J, Sejourne P, Schvingt E, Cinqualbre J, Schlitz E. 1976. [A rare complication of the acetabulum: incarceration of a small intestine loop in the fracture area]. *J Chir (Paris)*, 111 (2):185-192.
- Leroux JC, Gravel P, Balant L, Volet B, Anner BM, Allemann E, Doelker E, Gurny R. 1994. Internalization of poly(D,L-lactic acid) nanoparticles by isolated human leukocytes and analysis of plasma proteins adsorbed onto the particles. *J Biomed Mater Res*, 28 (4):471-481.
- Letournel E. 1961. Les fractures du cotyle, etude d'une serie de 75 cas. *J de Chirurgie*, 82:47-87.
- Letournel E. 1966. [Surgical management of hip joint-acetabulum fractures]. *Langenbecks Arch Chir*, 316:422-437.
- Letournel E. 1980. Acetabulum fractures: classification and management. *Clin Orthop Relat Res*, (151):81-106.
- Letournel E. 1990. Diagnosis and treatment of nonunions and malunions of acetabular fractures. *Orthop Clin North Am*, 21 (4):769-788.
- Letournel E. 1993. The treatment of acetabular fractures through the ilioinguinal approach. *Clin Orthop Relat Res*, (292):62-76.
- Letournel E. 1994. Fractures of the acetabulum. A study of a series of 75 cases. 1961. *Clin Orthop Relat Res*, (305):5-9.
- Letournel E, Judet R, Elson RA. 1993. Fractures of the acetabulum. 2ndte Aufl. Berlin [etc.]: Springer-Verlag.
- Lin PS, Cavarocchi NC, Comerota AJ, Resnick EJ. 1987. Acute bowel entrapment and perforation following operative reduction of pelvic fracture. *J Trauma*, 27 (6):684-686.
- Lo TC, Healy WL, Covall DJ, Dotter WE, Pfeifer BA, Torgerson WR, Wasilewski SA. 1988. Heterotopic bone formation after hip surgery: prevention with single-dose postoperative hip irradiation. *Radiology*, 168 (3):851-854.
- Marintschev I, Gras F, Mückley T, Hofmann GO. 2008. Stellenwert der Navigation in der Beckenchirurgie. *Trauma und Berufskrankheit*, 10 (2):131-135.
- 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 (11):1632-1645.
- Matta JM, Letournel E, Browner BD. 1986a. Surgical management of acetabular fractures. *Instr Course Lect*, 35:382-397.
- Matta JM, Mehne DK, Roffi R. 1986b. Fractures of the acetabulum. Early results of a prospective study. *Clin Orthop Relat Res*, (205):241-250.
- Matta JM, Anderson LM, Epstein HC, Hendricks P. 1986c. Fractures of the acetabulum. A retrospective analysis. *Clin Orthop Relat Res*, (205):230-240.
- Mayo KA. 1987. Fractures of the Acetabulum. *Orthop Clin North Am*, 18:43-57.
- Mayo KA. 1994. Open reduction and internal fixation of fractures of the acetabulum. Results in 163 fractures. *Clin Orthop Relat Res*, (305):31-37.
- McKee MD, Waddell JP. 1997. Entrapment of the bladder in an acetabular fracture. A case report. *J Bone Joint Surg Am*, 79 (1):113-117.
- Mears DC, Rubash HE, Sawaguchi T. 1985. Fractures of the acetabulum. *Hip*:95-113.
- Mehin R, Jones B, Zhu Q, Broekhuysse H. 2009. A biomechanical study of conventional acetabular internal fracture fixation versus locking plate fixation. *Can J Surg*, 52 (3):221-228.
- 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 (5):499-504.
- Montgomery KD, Geerts WH, Potter HG, Helfet DL. 1996. Thromboembolic complications in patients with pelvic trauma. *Clin Orthop Relat Res*, (329):68-87.
- Mosheiff R, Khoury A, Weil Y, Liebergall M. 2004. First generation computerized fluoroscopic navigation in percutaneous pelvic surgery. *J Orthop Trauma*, 18 (2):106-111.
- Mouhsine E, Garofalo R, Borens O, Wettstein M, Blanc CH, Fischer JF, Moretti B, Leyvraz PF. 2005. Percutaneous retrograde screwing for stabilisation of acetabular fractures. *Injury*, 36 (11):1330-1336.
- Müller M. 1996. The comprehensive classification of fractures, part 2: Pelvis and acetabulum. 2<sup>nd</sup> edn. (CD-ROM). Aufl. Berlin Heidelberg New York Tokyo: Springer.
- Nakamura S, Ninomiya S, Takatori Y, Morimoto S, Kusaba I, Kurokawa T. 1993. Polylactide screws in acetabular osteotomy. 28 dysplastic hips followed for 1 year. *Acta Orthop Scand*, 64 (3):301-302.
- Nakamura S, Takatori Y, Morimoto S, Umeyama T, Yamamoto M, Moro T, Ninomiya S. 1999. Rotational acetabular osteotomy using biodegradable internal fixation. *Int Orthop*, 23 (3):148-149.
- 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 (8):839-851.
- Olson SA. 2003. Fractures of the pelvis and acetabulum 3rd edition, Tile, Helfet, Kellam, Kapitel 5, Biomechanics of acetabular fractures. Aufl. Philadelphia Baltimore New York London Buenos Aires Hong Kong Sydney Tokyo: Lippincott Williams & Wilkins.
- Olson SA, Matta JM. 1993. The computerized tomography subchondral arc: a new method of assessing acetabular articular continuity after fracture (a preliminary report). *J Orthop Trauma*, 7 (5):402-413.
- Olson SA, Bay BK, Hamel A. 1997. Biomechanics of the hip joint and the effects of fracture of the acetabulum. *Clin Orthop Relat Res*, (339):92-104.
- Olson SA, Kadmas MW, Hernandez JD, Glisson RR, West JL. 2007. Augmentation of posterior wall acetabular fracture fixation using calcium-phosphate cement: a biomechanical analysis. *J Orthop Trauma*, 21 (9):608-616.
- Olson SA, Connolly EA, Smith S, Hamel AJ, Sharkey NA, Bay BK. 2004. Development of an animal model of acetabular fractures. *Clin Orthop Relat Res*, (423):64-73.
- Paavolainen P, Karaharju E, Slatis P, Ahonen J, Holmström T. 1978. Effect of rigid plate fixation on structure and mineral content of cortical bone. *Clin Orthop Relat Res*, (136):287-293.
- Parker PJ, Copeland C. 1997. Percutaneous fluoroscopic screw fixation of acetabular fractures. *Injury*, 28 (9-10):597-600.
- Perschl A, Trojan E. 1956. Die Behandlungsergebnisse von 79 frischen, traumatischen Hüftgelenksverrenkungen und Hüftgelenksverrenkungsbrüchen. *Ergeb Chir Orthop*, 40:90-164.
- Pietrzak WS, Sarver DR, Verstynen ML. 1997a. Bioabsorbable polymer science for the practicing surgeon. *J Craniofac Surg*, 8 (2):87-91.
- Pietrzak WS, Sarver DR, Bianchini SD, D'Alessio K. 1997b. Effect of simulated intraoperative heating and shaping on mechanical properties of a



- bioabsorbable fracture plate material. *J Biomed Mater Res*, 38 (1):17-24.
- Pistner H. 1999. Osteosynthese mit bioresorbierbaren Materialien. Aufl. Reinbek: Einhorn-Press Verlag.
- Pohlemann T, Gänsslen A. 1998a. *Tscherne Unfallchirurgie Becken und Acetabulum*, Kapitel 17, Klassifikation. Aufl. Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Pohlemann T, Tscherne H. 1998a. *Tscherne Unfallchirurgie Becken und Acetabulum*, Kapitel 20, Therapie. Aufl. Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Pohlemann T, Tscherne H. 1998b. *Tscherne Unfallchirurgie Becken und Acetabulum*, Kapitel 19, Zugänge zum Acetabulum. Aufl. Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Pohlemann T, Gänsslen A. 1998b. *Tscherne Unfallchirurgie Becken und Acetabulum*, Kapitel 15, Anatomie und Pathomechanik. Aufl. Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Pohlemann T, Baumgaertel F. 1998. *Tscherne Unfallchirurgie Becken und Acetabulum*, Kapitel 18, Primärversorgung und Entscheidungsfindung. Aufl. Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Pohlemann T, Culemann U, Tscherne H. 1992. Vergleichende biomechanische Untersuchungen zur internen Stabilisierung der transforaminalen Sakrumfraktur. *Orthopäde*, 21 (6):413-421.
- Pohlemann T, Gänsslen A, Hartung S. 1997. Beckenverletzungen. In: Schweiberer L., Tscherne H., Ergebnisse der multizentrischen Studie der Arbeitsgruppe Becken der AO und DGU. Aufl. Berlin Heidelberg New York Tokyo: Springer.
- Pohlemann T, Hüfner T, Gänsslen A. 1998a. *Tscherne Unfallchirurgie Becken und Acetabulum*, Kapitel 21, Komplikationen. Aufl. Berlin Heidelberg New York: Springer.
- Pohlemann T, Gänsslen A, Stief CH. 1998b. Komplexe Verletzungen des Beckens und Actetabulums. *Orthopäde*, 27 (1):32-44.
- Pohlemann T, Angst M, Schneider E, Ganz R, Tscherne H. 1993. Fixation of transforaminal sacrum fractures: a biomechanical study. *J Orthop Trauma*, 7 (2):107-117.
- Pohlemann T, Tscherne H, Baumgaertel F, Egbers HJ, Euler E, Maurer F, Fell M, Mayr E, Quirini WW, Schlickewei W, Weinberg A. 1996. Beckenverletzungen: Epidemiologie, Therapie und Langzeitverlauf. Übersicht über die multizentrische Studie der Arbeitsgruppe Becken. *Unfallchirurg*, 99 (3):160-167.
- Probe R, Reeve R, Lindsey RW. 1992. Femoral artery thrombosis after open reduction of an acetabular fracture. *Clin Orthop Relat Res*, (283):258-260.
- Ragnarsson B, Mjoberg B. 1992. Arthrosis after surgically treated acetabular fractures. A retrospective study of 60 cases. *Acta Orthop Scand*, 63 (5):511-514.
- Ragnarsson B, Jacobsson B. 1992. Epidemiology of pelvic fractures in a Swedish county. *Acta Orthop Scand*, 63 (3):297-300.
- Rehm KE, Helling HJ, Claes L. 1994. Bericht der Arbeitsgruppe Biodegradierbare Implantate. *Aktuelle Traumatol*, 24 (2):70-73.
- 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 (3):329-337.
- Robein JA. 1984. [Late and unexpected detection of a urinary complication of an intrapelvic fracture of the acetabulum]. *Ann Urol (Paris)*, 18 (3):208.
- Rokkanen PU, Böstman O, Hirvensalo E, Mäkelä EA, Partio EK, Päätiälä H, Vainionpää SI, Vihtonen K, Törmälä P. 2000. Bioabsorbable fixation in

- orthopaedic surgery and traumatology. *Biomaterials*, 21 (24):2607-2613.
- Rommens PM, Hessmann MH. 1999. Azetabulumfrakturen. *Unfallchirurg*, 102 (8):591-610.
- Rommens PM, Broos PL, Vanderschot P. 1997. Vorbereitung und Technik der operativen Behandlung von 225 Acetabulumfrakturen. Zweijahresergebnisse in 175 Fällen. *Unfallchirurg*, 100 (5):338-348.
- Rommens PM, Gercek E, Hansen M, Hessmann MH. 2003. Mortalität, Morbidität und funktionelles Endergebnis nach "Open-book-Verletzungen" und lateralen Kompressionsverletzungen des Beckenringes. Eine retrospektive Analyse von 100 Beckenringverletzungen des Typ B nach Tile. *Unfallchirurg*, 106 (7):542-549.
- Routt ML, Jr., Swiontkowski MF. 1990. Operative treatment of complex acetabular fractures. Combined anterior and posterior exposures during the same procedure. *J Bone Joint Surg Am*, 72 (6):897-904.
- Routt ML, Jr., Simonian PT, Grujic L. 1995. The retrograde medullary superior pubic ramus screw for the treatment of anterior pelvic ring disruptions: a new technique. *J Orthop Trauma*, 9 (1):35-44.
- Routt ML, Jr., Simonian PT, Mills WJ. 1997. Iliosacral screw fixation: early complications of the percutaneous technique. *J Orthop Trauma*, 11 (8):584-589.
- Rowe CR, Lowell JD. 1961. Prognosis of fractures of the acetabulum. *The Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume*, (43):30-59.
- Russell GV, Jr., Nork SE, Chip Routt ML, Jr. 2001. Perioperative complications associated with operative treatment of acetabular fractures. *J Trauma*, 51 (6):1098-1103.
- Sawaguchi T, Brown TD, Rubash HE, Mears DC. 1984. Stability of acetabular fractures after internal fixation. A cadaveric study. *Acta Orthop Scand*, 55 (6):601-605.
- Schildhauer TA, Ledoux WR, Chapman JR, Henley MB, Tencer AF, Routt ML, Jr. 2003. Triangular osteosynthesis and iliosacral screw fixation for unstable sacral fractures: a cadaveric and biomechanical evaluation under cyclic loads. *J Orthop Trauma*, 17 (1):22-31.
- Schmidmaier G, Wildemann B, Bail H, Lucke M, Stemberger A, Flyvbjerg A, Raschke M. 2000. Die lokale Freisetzung von IGF-I und TGF-beta 1 aus einer biodegradierbaren Poly(D,L-Lactid) Beschichtung von Implantaten beschleunigt die Frakturheilung. *Chirurg*, 71 (9):1016-1022.
- Scott WW, Jr., Magid D, Fishman EK, Riley LH, Jr., Brooker AF, Jr., Johnson CA. 1987. Three-dimensional imaging of acetabular trauma. *J Orthop Trauma*, 1 (3):227-232.
- Simonian PT, Routt ML, Jr., Harrington RM, Tencer AF. 1997. The unstable iliac fracture: a biomechanical evaluation of internal fixation. *Injury*, 28 (7):469-475.
- Slawson RG, Poka A, Bathon H, Salazar OM, Bromback RJ, Burgess AR. 1989. The role of post-operative radiation in the prevention of heterotopic ossification in patients with post-traumatic acetabular fracture. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 17 (3):669-672.
- 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 (7):1047-1051.
- Starr AJ, Jones AL, Reinert CM, Borer DS. 2001. Preliminary results and complications following limited open reduction and percutaneous screw fixation of displaced fractures of the acetabulum. *Injury*, 32 Suppl 1:SA45-50.

- Starr AJ, Watson JT, Reinert CM, Jones AL, Whitlock S, Griffin DR, Borer DS. 2002. Complications following the "T extensile" approach: a modified extensile approach for acetabular fracture surgery-report of forty-three patients. *J Orthop Trauma*, 16 (8):535-542.
- Stöckle U, Hoffmann R, Nittinger M, Südkamp NP, Haas NP. 2000. Screw fixation of acetabular fractures. *Int Orthop*, 24 (3):143-147.
- Stöckle U, Hoffmann R, Südkamp NP, Reindl R, Haas NP. 2002. Treatment of complex acetabular fractures through a modified extended iliofemoral approach. *J Orthop Trauma*, 16 (4):220-230.
- Stöckle U, König B, Schaser K, Melcher I, Haas NP. 2003. CT- und fluoroskopiebasierte Navigation in der Beckenchirurgie. *Unfallchirurg*, 106 (11):914-920.
- Stroszczyński C, Schedel H, Stöckle U, Wellmann A, Beier J, Wicht L, Hoffman R, Felix R. 1996. Klinischer Einsatz multiplanarer und 3D-Rekonstruktionen der Spiral-CT in der Diagnostik der Azetabulumfrakturen. *Aktuelle Radiol*, 6 (2):91-95.
- Stübig T, Kendoff D, Citak M, Geerling J, Khalafi A, Krettek C, Hübner T. 2009. Comparative study of different intraoperative 3-D image intensifiers in orthopedic trauma care. *J Trauma*, 66 (3):821-830.
- Stuby F. 2008. Entwicklung der SI-Versorgung im Wandel der Zeit. (unveröffentlichte Daten der AG Becken der DGU),
- Thornton DD. 2011. Acetabulum Fracture Imaging
- Tile M. 1980. Fractures of the acetabulum. *Orthop Clin North Am*, 11 (3):481-506.
- Tile M, Helfet D, Kellam J, Tile M, Ovid Technologies Inc. 2003. Fractures of the pelvis and acetabulum. 3rdte Aufl. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Tschakaloff A, Losken HW, von Oepen R, Michaeli W, Moritz O, Mooney MP, Losken A. 1994. Degradation kinetics of biodegradable DL-poly(lactic acid) biodegradable implants depending on the site of implantation. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 23 (6 Pt 2):443-445.
- 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 (9):589-595.
- Viljanen J, Kinnunen J, Bondestam S, Majola A, Rokkanen P, Törmälä P. 1995. Bone changes after experimental osteotomies fixed with absorbable self-reinforced poly-L-lactide screws or metallic screws studied by plain radiographs, quantitative computed tomography and magnetic resonance imaging. *Biomaterials*, 16 (17):1353-1358.
- Voigt GE. 1965. Untersuchungen zur Mechanik der Beckenfrakturen und -luxationen. *Hefte Unfallheilkd*, 85:1-92.
- Vrahas M, Gordon RG, Mears DC, Krieger D, Scwabassi RJ. 1992. Intraoperative somatosensory evoked potential monitoring of pelvic and acetabular fractures. *J Orthop Trauma*, 6 (1):50-58.
- Vrahas MS, Widding KK, Thomas KA. 1999. The effects of simulated transverse, anterior column, and posterior column fractures of the acetabulum on the stability of the hip joint. *J Bone Joint Surg Am*, 81 (7):966-974.
- Waller A. 1955. Dorsal acetabular fractures of the hip (dashboard fractures). *Acta Chir Scand Suppl*, 205:1-94.
- Weber TG, Mast JW. 1994. The extended ilioinguinal approach for specific both column fractures. *Clin Orthop Relat Res*, (305):106-111.
- Weise K, Weller S. 1987. Die konservative Therapie beim Hüftpfannenbruch-- Indikation und Ergebnisse. *Aktuelle Traumatol*, 17 (6):277-283.

- Wich M, Spranger N, Ekkernkamp A. 2004. Intraoperative Bildgebung mit dem ISO C(3D). *Chirurg*, 75 (10):982-987.
- Williams D. 1987. Biodegradability and Toxicity of Polymers as Adjuvants for Parenteral Drug Delivery Systems. In: *Controlled Drug Delivery*. Aufl. APV.
- Wolinsky PR, Johnson KD. 1995. Delayed catastrophic rupture of the external iliac artery after an acetabular fracture. A case report. *J Bone Joint Surg Am*, 77 (8):1241-1244.
- Wu HC, Shen FW, Hong X, Chang WV, Winet H. 2003. Monitoring the degradation process of biopolymers by ultrasonic longitudinal wave pulse-echo technique. *Biomaterials*, 24 (22):3871-3876.
- Yinger K, Scalise J, Olson SA, Bay BK, Finkemeier CG. 2003. Biomechanical comparison of posterior pelvic ring fixation. *J Orthop Trauma*, 17 (7):481-487.
- Yue JJ, Sontich JK, Miron SD, Peljovich AE, Wilber JH, Yue DN, Patterson BM. 2001. Blood flow changes to the femoral head after acetabular fracture or dislocation in the acute injury and perioperative periods. *J Orthop Trauma*, 15 (3):170-176.
- Zeichen J, Pohlemann T, Gänsslen A, Lobenhoffer P, Tscherne H. 1995. Nachuntersuchungsergebnisse nach operativer Versorgung von komplizierten Acetabulumfrakturen über erweiterte Zugänge. *Unfallchirurg*, 98 (7):361-368.
- Zura RD, Kahler DM. 2000. A transverse acetabular nonunion treated with computer-assisted percutaneous internal fixation. A case report. *J Bone Joint Surg Am*, 82 (2):219-224.

## **9. Anhang**

### **Danksagung**

Professor Dr. Dr. G.O. Hofmann danke ich für die Vergabe des interessanten Promotionsthemas und für die Möglichkeit diese Arbeit an der Universitätsklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie in Kooperation mit der Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Universitätsklinik des Saarlandes unter Leitung von Professor Dr. T. Pohlemann, dem selbstverständlich auch mein Dank gilt, durchführen zu können.

Oberarzt Dipl. Med. I. Marintshev und Dr. F. Gras danke ich für die zielgerichtete Betreuung meiner Arbeit und die vielen produktiven gemeinsamen Stunden im Labor.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern für ihre fortwährende Unterstützung und ihr Interesse an meiner Arbeit.

Und natürlich danke ich Steffi von ganzem Herzen für ihre unermüdliche Unterstützung, ihre Liebe und Motivation.

## **Ehrenwörtliche Erklärungen**

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Prof. Dr. Dr. G.O. Hofmann, Dipl.-Med. I. Marintschev, Dr. F. Gras,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Tübingen, 30.06.2012

Christoph Schwarz