

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

**Vergleichende biomechanische
Untersuchung zur internen Stabilisierung
der Azetabulumquerfrakturen**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes
2006

vorgelegt von:

Markus Siggelkow, geb. am 25.11.1969 in Hannover

INHALT

1	<u>ZUSAMMENFASSUNG</u>	4
1.1	ABSTRACT	5
2	<u>EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG</u>	6
2.1	ALLGEMEINE EINLEITUNG	6
2.2	PROBLEMSTELLUNG	9
3	<u>ANATOMIE</u>	12
3.1	ANATOMIE DES BECKENRINGES UND DES AZETABULUMS	12
3.1.1	BECKENRING	12
3.1.2	AZETABULUM	12
3.2	BIOMECHANIK DES AZETABULUMS	14
3.3	DIAGNOSE, KLASSIFIKATION, THERAPIE	16
3.3.1	DIAGNOSTIK DER AZETABULUMFRAKTUR	16
3.3.2	KLASSIFIKATION	19
3.3.3	THERAPIE DER AZETABULUMFRAKTUR	23
4	<u>MATERIAL UND METHODIK</u>	29
4.1	BECKENPRÄPARATE	29
4.2	STANDARDISIERTE FRAKTURMODELLE	29
4.2.1	FRAKTURTYP	29
4.2.2	ERZEUGUNG DER STANDARDISIERTEN FRAKTUR	30
4.3	STABILISIERUNGSTECHNIKEN UND IMPLANTATE	31
4.3.1	IN VITRO - OPERATIONSTECHNIK	31
4.4	MESSEINRICHTUNGEN UND MESSAUFNAHME AM BECKEN	36
4.4.1	MESSSYSTEM	36
4.4.2	MESSGENAUIGKEIT	36
4.4.3	KOORDINATENSYSTEM	37
4.4.4	KALIBRIERUNG	38

4.5	VERSUCHSAUFBAU	40
4.5.1	VERSUCHSMODELL UND JUSTIERUNG	40
4.5.2	PRÜFMASCHINE	41
4.6	VERSUCHSPLAN	41
4.7	BELASTUNGSGRENZE DER OSTEOSYNTHESEN	43
4.8	MATERIALSTABILITÄT DER CERCLAGEN	44
4.9	STABILITÄT DER CERCLAGEN	45
4.9.1	DRAHTCERCLAGE	45
4.9.2	DALL-MILES-KABEL	45
4.10	DATENVERARBEITUNG UND STATISTISCHE ANALYSE	46
5	<u>ERGEBNISSE</u>	<u>47</u>
5.1	ANALYSE DER LAST-WEGE-DIAGRAMME IM EINZELVERSUCH	47
5.1.1	STANDARDOSTEOSYNTHESE, AXIALE BELASTUNG	48
5.1.2	STANDARDOSTEOSYNTHESE, 30° BEUGUNG	49
5.1.3	STANDARDOSTEOSYNTHESE, 60° BEUGUNG	50
5.1.4	ZUGSCHRAUBENOSTEOSYNTHESE, AXIALE BELASTUNG	51
5.1.5	ZUGSCHRAUBENOSTEOSYNTHESE, 30° BELASTUNG	52
5.1.6	ZUGSCHRAUBENOSTEOSYNTHESE, 60° BELASTUNG	53
5.1.7	DRAHTCERCLAGE, AXIALE BELASTUNG	55
5.1.8	DRAHTCERCLAGE, 30° BELASTUNG	56
5.1.9	DRAHTCERCLAGE, 60° BELASTUNG	57
5.1.10	DALL-MILES-KABEL, AXIALE BELASTUNG	59
5.1.11	DALL-MILES-KABEL, 30° BELASTUNG	60
5.1.12	DALL-MILES-KABEL, 60° BELASTUNG	61
5.2	OSTEOSYNTHESEVERSAGEN	62
5.2.1	TOTALVERSAGEN	63
5.2.2	ERREICHEN DER KRITISCHEN DISLOKATIONSGRENZE	64
5.2.3	AXIALE BELASTUNG	64
5.2.4	BELASTUNG DES 30° GEBEUGTES HÜFTGELENKS	64
5.3	WINKEL DER KRAFTEINLEITUNG	66
5.3.1	AXIAL BELASTETES HÜFTGELENK	66
5.3.2	30° GEBEUGTES HÜFTGELENK	71
5.3.3	60° GEBEUGTES HÜFTGELENK	76

5.4	ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE	83
5.4.1	PHASE 1 (UNTERHALB DER KRITISCHEN DISLOKATIONSGRENZE)	83
5.4.2	PHASE 2 (ÜBERSCHREITEN DER KRITISCHEN DISLOKATIONSGRENZE)	83
5.4.3	PHASE 3 (ÜBERGANG ZUM TOTALVERSAGEN DER OSTEOSYNTHESE)	84
5.4.4	PHASE 4 (PRÄPARATZERSTÖRUNG DURCH ZUSÄTZLICHE FRAKTUR)	84
6	<u>DISKUSSION</u>	85
6.1	VERSUCHSAUFBAU	87
6.1.1	BELASTUNG	88
6.1.2	FRAKTURMODELL	89
6.2	MESSSYSTEM	90
6.3	ERGEBNISSE DER BIOMECHANISCHEN UNTERSUCHUNG	91
6.3.1	ANALYSE DER LAST-WEG-DIAGRAMME	91
6.3.2	KRITISCHE DISLOKATION	91
6.3.3	BELASTUNGSGRENZE	93
7	<u>ANHANG</u>	95
7.1	TABELLEN	95
8	<u>LITERATURVERZEICHNIS</u>	107
9	<u>PUBLIKATION UND DANKSAGUNG</u>	111
10	<u>LEBENS LAUF</u>	112

1 Zusammenfassung

Hintergrund: Die Inzidenz der Azetabulumfraktur bei Patienten in höherem Lebensalters mit osteoporotischer Knochenstruktur ist steigend. In den letzten Jahren wurden bei der Frakturversorgung minimal-invasive Strategien und Implantate für diese problematischen Frakturen entwickelt. Für dislozierte Azetabulumfrakturen werden bisher Plattenosteosynthesen standardmäßig über ausgedehnte Zugänge verwandt, die aufgrund der bestehenden Komorbiditäten in dieser Altersgruppe zu einer erheblichen perioperativen Zusatzbelastung führen. Ziel der Studie ist daher die biomechanische Testung neuer Implantatsysteme als Alternative in der Versorgung der dislozierten Azetabulumfraktur im Alter.

Methode: In der vorliegenden biomechanischen Arbeit wurden zur Stabilisierung an sieben kältekonserverten Hüftbeinen durch Osteotomie der Cortikalis und Fraktur der Spongiosa transtektale Azetabulumquerfrakturen angelegt. Zur Stabilisierung der Fraktur kamen neben der Standardosteosynthese mit Rekonstruktionsplatte und Zugschraube (1) eine isolierte Zugschraubenosteosynthese (2) eine Cerclage mit herkömmlichem Cerclagendraht (3) und eine Cerclage mit Dall-Miles-Stahlkabeln (4) zur Anwendung. Im Versuchsaufbau wurden Beckenpräparate im simulierten Einbeinstand in aufrechter Haltung sowie in 30° und 60° gebeugtem Hüftgelenk mit bis zu 350% ihres individuellen Körpergewichts belastet. Die Messung der Frakturspaltbewegung erfolgte dreidimensional über ein berührungsfreies elektromagnetisches Feld.

Ergebnis: Bei Belastung in aufrechter Haltung ergaben sich bezüglich Dislokationsgrad und Belastungsgrenze kaum Unterschiede. Bei 30° gebeugter Hüfte kam es nur in Gruppe (1) bis 300% Körpergewicht zu keinem Osteosyntheseversagen. Bei 60° gebeugter Hüfte lieferten die Gruppen (1), (2) und (4) deutlich höhere Belastungsgrenzen mit 179%, 177% und 158% KG als Gruppe (3) mit 105% KG.

Zusammenfassung: Die Standardosteosynthese zeigt in der vorliegenden Studie die besten Ergebnisse bezüglich des Osteosyntheseversagens und gilt im biomechanischen Vergleich zu den getesteten minimal-invasiven Techniken weiterhin als „Goldstandard“, wengleich die Cerclage mit Dall-Miles-Kabeln eine alternative Behandlungsmethode bei Patienten höheren Lebensalters darstellt.

Biomechanical Analysis of Internal Fixation Techniques at Transverse Acetabular Fractures

1.1 Abstract

Background: The incidence of acetabular fractures in the elderly with osteopenic bone has shown a marked increase due to a greater longevity for the population. To achieve stable internal fixation, while being less traumatic new minimal invasive surgical techniques and innovative implants were developed for these critical patients. So far dislocated Acetabular Fractures are stabilized by default using reconstruction plates. The comorbidity for the elderly patient is increased due to the increased perioperative burden. Objective of this biomechanical trial is the testing of alternative surgical techniques for the dislocated acetabular fractures.

Methods: We used a biomechanical model of cadaveric cryopreserved human hip bones. Acetabular transverse fracture were achieved transtectally by osteotomy of the cortical bone and fracture of the spongiosa. For osteosynthesis we used 4 different types of internal fixation: reconstruction plate and lag screw fixation (1), isolated lag screw fixation in both columns (2), cerclage-wiring with standard cerclage (3), cerclage-wiring with Dall-Miles-cable system (4). The samples were mounted in a single leg stand setup, either in neutral position or with the hip joint flexed to 30° or 60°, respectively. The hip joints were stressed with up to 350 % of the individual bodyweight of the bone donor. The displacement of the fracture line was evaluated using a 3-dimensional motion track system based on a contact-less electromagnetic field.

Results: Following application of axial stress we found no differences between groups in terms of displacement and stress limit. At 30° flexion group only (1) showed continuous stability up to 300% bodyweight. At 60° flexion groups (1), (2) and (4) showed increased stress limit (179%, 177%, 158%, respectively) compared to (3) (105%).

Conclusions: We conclude that the conventional reconstruction plate fixation is superior to minimal invasive techniques in terms of biomechanical stability. Therefore it should be still regarded as the golden standard for internal fixation of acetabular fractures. Cerclage wiring using the Dall-Miles cable system might offer a reasonable alternative in the elderly.

2 Einleitung und Problemstellung

2.1 Allgemeine Einleitung

Die Azetabulumfraktur ist Ausdruck eines schweren Traumas. In einer Multicenterstudie der Arbeitsgruppe Becken I der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie mit 10 teilnehmenden Kliniken um T. Pohlemann und H. Tscherne 1998 konnten als Unfallursachen in 69,1% der Fälle Verkehrsunfälle, in 15,1% einfache Stürze und in 11% Stürze aus großer Höhe gefunden werden [67].

Aufgrund der guten Weichteilüberdeckung der Hüftgelenkpfanne kann man bei der Entstehung der Azetabulumfrakturen meist von indirekten Frakturmechanismen mit Kraftüberleitung durch das Femur ausgehen. Dabei erfolgt häufig das Eintauchen des Femurkopfes in das Azetabulum. Der Typ der Fraktur hängt dabei von der Position des Hüftkopfes im Moment der Krafteinwirkung im Azetabulum ab [32]. Bei sitzender Position im Kfz bei Frontalaufprall mit Anschlag des Knies an der Armaturentafel (sog. dashboard-injury) führt eine Kraftübertragung vom Knie über den Oberschenkel und den Hüftkopf in das Azetabulum häufig zu Frakturen der hinteren Wand. Dabei entstehen nicht selten so genannte „Kettenfrakturen“ mit begleitenden Verletzungen der unteren Extremität.

Die Kraftübertragung kann über verschiedene Angriffspunkte erfolgen:

- ◆ Trochanter major, z.B. beim Seitenaufprall bzw. Sturz auf die Seite.
- ◆ Knie bei gebeugtem Unterschenkel, z.B. in sitzender Position im Kfz.
- ◆ Fuß bei gestrecktem Knie, z.B. Sturz aus großer Höhe auf die Füße.
- ◆ Lumbosakrale Region, z.B. bei gebeugter Haltung, herabfallende Gegenstände auf das dorsale Becken.

Bei direkter Kraftübertragung auf den Trochanter major bei Sturz auf die Seite kann es bei Außenrotation des Oberschenkels zu Frakturen des anterioren Anteils, bei zentraler Krafteinwirkung zu Querfrakturen mit

zentraler Protrusion des Hüftkopfes kommen. Es besteht eine deutliche klinische Korrelation zwischen Unfallmechanismus und Frakturtyp [32, 51].

In der Multicenterstudie der Arbeitsgruppe Becken I der DGU erlitten die Patienten in 67% der Fälle Azetabulumfrakturen als die einzige Läsion am knöchernen Becken. 23% der Azetabulumfrakturen waren mit weiteren Frakturen des Beckenrings vergesellschaftet. In 35,6% der Fälle traten Azetabulumfrakturen als die einzige Verletzung am knöchernen Skelett auf. Komplexe Azetabulumfrakturen mit begleitender pelviner Gefäß-, Nerven- oder Organverletzung lagen bei 9,5% der Azetabulumfrakturen vor [68].

Die steigende Rate diagnostizierter Azetabulumfrakturen ist auf die Weiterentwicklung der diagnostischen Möglichkeiten zurückzuführen. Die routinemäßige a.p.-Beckenübersichtsaufnahme wurde durch Übernahme radiologischer Einstellungstechniken aus der Gynäkologie in die Diagnostik von Beckenringverletzungen erweitert (Ala- und Obturatoraufnahmen nach LETOURNEL). In den letzten Jahren wurden diese Standardröntgenverfahren noch durch die Computertomographie und die dreidimensionale Rekonstruktion computertomographischer Daten ergänzt. Die konventionellen Röntgenverfahren und die axialen CT-Projektionen bilden auch weiterhin die Pfeiler der Bildgebung bei Azetabulumfrakturen wobei die Rekonstruktionstechniken die Treffsicherheit in der Frakturbeurteilung nur in Ausnahmefällen erhöhen [63]. Hübner und Pohlemann zeigten in einer Studie den Wert der 3D-CT Rekonstruktionen insbesondere für in der Diagnostik der Azetabulumfraktur unerfahrene Chirurgen [21].

Matta stellte 1986 eine radiologische Analyse von 204 Azetabulumfrakturen vor, in der er dem „lasttragenden Dombereich“ des Azetabulums eine besondere Bedeutung zukommen ließ. Dieser „Dombereich“ entspricht dabei dem kranial des Hüftkopfes gelegenen Knochenmassiv im Azetabulum. In den Standardröntgenaufnahmen wurde die Größe des lasttragenden Domfragments anhand des Pfannendachwinkels (d.h. der Ausdehnung der intakten Gelenkfläche kranial des Hüftkopfes) nach medial, ventral und dorsal erfasst. Matta empfiehlt eine offene chirurgische Versorgung bei

Dislokationen der Gelenkfläche von mehr als 3 mm oder bei Fraktur des Doms innerhalb der lasttragenden Zone, d.h. bei einem Pfannendachwinkel kleiner als 30° [38].

Die Therapie der Azetabulumfraktur war bis zum Ende der 60er Jahre nahezu ausschließlich konservativ. 1966 macht Böhler die operative Therapie vom Gelingen einer geschlossenen Reposition abhängig. Gute Ergebnisse erzielte Böhler bei den zentralen Hüftverrenkungsbrüchen durch dreimonatige Extension in Längsrichtung an den Oberschenkelkondylen und seitlich am Trochanter major [6].

Aufbauend auf grundlegenden Arbeiten von Judet und Letournel wurden später klare Indikationen und Techniken der operativen Therapie etabliert. Letournel formulierte hierfür bereits 1966 folgende Operationsziele:

- Möglichst exakte Wiederherstellung der Pfanne rund um den Femurkopf, um die gestörte Gelenkkongruenz zu beseitigen.
- Verwirklichung einer stabilen Osteosynthese, die auf jede zusätzliche Immobilisierung verzichten lässt und damit eine sofortige aktive Mobilisierung ermöglicht, wodurch das funktionelle Resultat von Gelenkverletzungen entscheidend beeinflusst wird [31].

Für die operative Versorgung der Azetabulumfraktur beschrieb Letournel nachfolgende Standardzugangswege zum Azetabulum: Den Kocher-Langenbeck-, den ilio-femorale oder den ilio-inguinalen Zugang [32]. Dabei konnte bei keinem der genannten Zugänge eine gleich gute Exposition der anterioren und der posterioren Anteile der Fraktur erreicht werden. Erst nach genauer Kenntnis der Pathologie sollte dementsprechend ein geeigneter Zugang gewählt werden.

Die Operationsentscheidung wird heute in Abhängigkeit von der Klassifikation nach Letournel, den bildgebenden Verfahren und der Beziehung der Fraktur zur Belastungszone gestellt. Ein erhöhtes Risikoprofil von polytraumatisierten, blutungsgefährdeten oder älteren Patienten mit eingeschränktem Allgemeinzustand muss dem Risiko der tiefen Venenthrombose oder der Pneumonie bei längerer Immobilisierung

gegenübergestellt werden. Die von Letournel bereits aufgestellten Operationsziele sollten sich dabei an den allgemeinen Kriterien zur Versorgung intraartikulärer Frakturen ausrichten: Anatomische Reposition zur Vermeidung einer postoperativen Arthrose und stabile Osteosynthese zur frühzeitigen Mobilisation mit vollen Bewegungsumfang und Wiederherstellung der Funktionalität des Gelenkes [31, 47, 48].

Die Therapie der Wahl bei stabilen, nicht dislozierten Frakturen ist die konservativ-funktionelle Behandlung durch passive und aktive Bewegungsübungen. Gering dislozierte Frakturen können mittels Extensionsbehandlung therapiert werden. Meißner und Fell beschreiben eine Extensionsbehandlung für durchschnittlich 25 Tage mit anschließender funktioneller Weiterbehandlung [42].

In der Multicenterstudie der Arbeitsgruppe Becken I der DGU mit 10 teilnehmenden Kliniken wurden 49,3% aller Azetabulumfrakturen konservativ behandelt, 50,7% operativ. Dabei überwog die Zahl der operativen Therapien bei Patienten im Alter von 10 bis 59 Jahren, in den Gruppe der unter 10- und über 60-Jährigen überwog die konservative Therapie [68].

2.2 Problemstellung

In der prospektiven, multizentrischen Studie der Arbeitsgruppe Becken der DGU wurde entsprechend der Klassifikation von Letournel in fünf einfache Frakturtypen (Fraktur der vorderen oder hinteren Wand, des vorderen oder hinteren Pfeilers oder Querfraktur) oder in zusammengesetzte Frakturtypen (fünf Kombinationen einfacher Frakturtypen) eingeteilt. In 56,7% der Fälle wurden einfache Azetabulumfrakturtypen klassifiziert, in 43,3% zusammengesetzte Typen [68].

Bei 558 insgesamt diagnostizierten Azetabulumfrakturen der Studie wird die Querfraktur mit 17,1% hinter der Fraktur beider Pfeiler (20,3%) als zweithäufigste angegeben. In der Gruppe der einfachen Azetabulumfrakturtypen wurde die Querfraktur mit 30,2% als häufigster Typ angegeben. Auch bei den zusammengesetzten Frakturtypen bilden die Frakturen mit Querkomponente mit insgesamt 17,7% hinter der

Zweifelerfraktur (20,3%) die zweitgrößte Gruppe. Auf Grund dieser Häufigkeit kommt der Querfraktur des Azetabulums eine besondere klinische Relevanz zu.

Zur Stabilisierung der Querfraktur werden verschiedene interne Osteosynthesetechniken angewandt. Nach offener Reposition wird eine stabile Osteosynthese mit Rekonstruktionsplatte in Kombination mit Zugschrauben oder eine isolierte Zugschraubenosteosynthese ausgeführt.

Die Querfraktur des Azetabulums kann je nach Überwiegen der Dislokation nach ventral oder dorsal über einen vorderen oder hinteren operativen Zugang versorgt werden. In der Mehrzahl der Fälle wird dies über den Kocher-Langenbeck-Zugang erreicht [33, 44, 53]. Zur Stabilisierung der Fraktur wird dabei in vielen Fällen eine Kombination aus einer dorsal am Pfannenrand anmodellierten Rekonstruktionsplatte und einer Zugschraube durch den vorderen Pfeiler, oder zweier sich kreuzenden Zugschrauben durch vorderen und hinteren Pfeiler gewählt. Eine Exposition der vorderen Pfeilerkomponente der Querfraktur sowie ihre operative Stabilisierung ist dabei nur indirekt möglich.

In den letzten Jahren ist ein Anstieg des Anteils älterer Patienten bei den Azetabulumfrakturen zu beobachten. Dies liegt unter anderem an der deutlich steigenden Lebenserwartung der Gesamtpopulation [41]. Azetabulumfrakturen im Alter stellen aufgrund der komplexen Morphologie, der osteoporotischen Knochenverhältnisse und des erhöhten Operationsrisikos durch internistische Begleiterkrankungen hohe Anforderungen an den behandelnden Chirurgen [19]. Die sichere und feste Platzierung von Kortikalisschrauben bei Patienten mit Knochenerkrankungen wie Osteoporose gestaltet sich zudem schwierig [18].

Der alleinige Einsatz von Cerclagen zur Stabilisierung von Azetabulumfrakturen wurde erstmals 1987 von Kang angegeben [25], und ihr Einsatz wurde seither mehrfach insbesondere zur Stabilisierung von Problemfrakturen und als Repositionshilfe beschrieben [9, 10, 12, 26]. Als „gute Indikationen“ hierfür werden Frakturen des hinteren Pfeilers oder Querfrakturen, die hoch bis in die Incisura ischiadica major verlaufen. Über einen ilio-inguinalen Zugang lassen sich oftmals mit nur limitiertem

Weichteiltrauma Reposition und Stabilisierung in einem Schritt durchführen [67]. Schopfer et al beschrieben 1993 den Einsatz von Cerclagen bei 14 Patienten über konventionelle Zugänge [59].

1998 stellten Pohlemann und Gänsslen ein neues Instrument zur Positionierung von Cerclagen um das Azetabulum vor [52]. Ein speziell gebogenes, kanüliertes Rasparatorium, erlaubt im Rahmen eines ilio-inguinalen Zugangs sowohl die Präparation als auch im gleichen Arbeitsgang das Durchführen einer Cerclage durch die Incisura ischiadica, bei nur minimaler Ablösung der Abductoren.

Biomechanische Studien zur Testung der Stabilität der klinisch erprobten Cerclagensysteme fehlen bisher.

In der vorliegenden biomechanischen Studie wird anhand von Leichenpräparaten unter körperrgewichtsadaptierter Belastung die Stabilität von klinisch erprobten Standardosteosynthesen am Azetabulum mit alleiniger Stabilisierung durch Cerclagen verglichen. Dabei wird getestet, ob die unter Schonung des umgebenen Weichteilmantels minimal-invasiv eingebrachte Cerclagenosteosynthese unter festgelegten Belastungswinkeln ähnliche Stabilität für die Fraktur erreicht wie die bereits bewährte Standardosteosynthese mit Rekonstruktionsplatte und/oder Zugschraubenosteosynthese. Besonderer Augenmerk gilt dabei der Möglichkeit des alleinigen Einsatzes von multifilamentären Stahlseilen (Dall-Miles-Kabeln¹) zur internen Stabilisierung der Azetabulumquerfraktur. Das Dall-Miles-Kabel wurde unter der Zielsetzung eines minimierten Implantats entwickelt und erlaubt die Einbringung mittels eines Führungsinstrumentes bei minimalinvasiven Operationstechniken ohne großflächige Denudierung des traumatisierten Knochens. Damit kann die Durchblutung der Knochenfragmente erhalten und eine verbesserte Heilungsvoraussetzung geschaffen werden. Ebenso wird eine Einschränkung des Operationsrisikos durch Verkürzung langer Operationszeiten gerade bei älteren multimorbiden Patienten erreicht.

¹ Dall-Miles Cables, Stryker GmbH & Co KG, Duisburg

3 Anatomie

3.1 Anatomie des Beckenringes und des Azetabulums

3.1.1 Beckenring

Der Beckenring wird durch eine komplexe knöchernen Struktur, die die Beckenknochen mit der Wirbelsäule zu einem stabilen Ring zusammenfasst gebildet. Die Hauptaufgabe des Beckenknochens ist die Kraftübertragung von der medial liegenden Wirbelsäule auf die lateral liegenden Oberschenkelknochen.

Der Beckenring wird durch drei Knochen gebildet, dem zentral gelegenen Os sacrum und den lateral gelegenen Hüftbeinen, Ossa coxae [36]. Das Os coxae selbst besteht aus drei Knochen, dem Os ilium, dem Os ischium und dem Os pubis. Die Körper dieser drei Knochen treffen sich im Azetabulum und sind in der Kindheit durch die knorpelige Y-Fuge der Hüftpfanne getrennt [58].

Die mediale Fläche beider Ossa ilii sind mit dem Os sacrum über die mit straffen Bandstrukturen fixierten iliosacralen Gelenke verbunden [36].

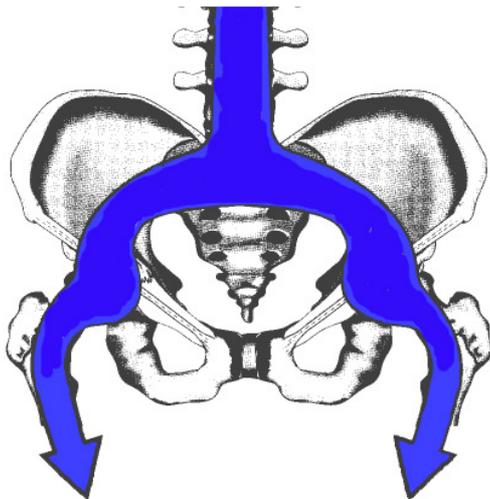


Abb. 3.1.: Verlauf des Kraftflusses von der Wirbelsäule zu den unteren Extremitäten.

3.1.2 Azetabulum

Die Kraftübertragung von den Beinen auf die Wirbelsäule erfolgt im aufrechten Stand über den Schenkelhals in das Dach des Azetabulums. Von dort über das Os ilium zum Sakroiliacalgelenk und Os sacrum bis in den Discus intervertebralis L5 und weiter in die Wirbelsäule [66].

Das Azetabulum wird von einem knöchernen Randwulst umgeben, der in seinen kaudo-ventralen Anteilen unterbrochen ist (Incisura acetabuli) [58]. Im Zentrum der Gelenkfläche (Facies lunata) des Azetabulums liegt die Fossa acetabuli, die nach unten zum Foramen obturatum ausläuft. Die halbmondförmige Knorpelfläche ist im Pfannendach am breitesten, wo auch der Knochen am stärksten ist und die hauptsächliche Druckübertragung stattfindet [2].

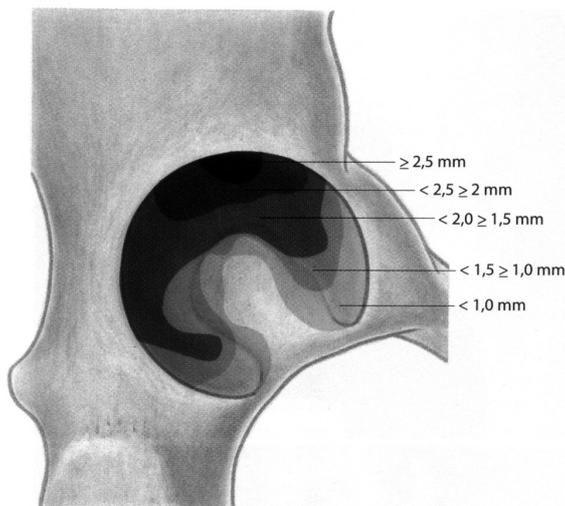


Abb. 3.2.: Knorpeldicke der azetabulären Gelenkfläche. Verteilung der Knorpeldicke im Azetabulum (Lanz u. Wachsmuth [30].)

Die Knorpeldicke der Gelenkfläche ist ungleichmäßig. Die größten Knorpeldicken mit ca. 2,5 mm werden im Bereich der kranial-posterioren Gelenkfläche gemessen, wobei die Knorpeldicke zum Rand hin zunimmt. Begründet wird dies durch die Belastung der Gelenkfläche, welche zum Rand hin größer als in den zentralen Arealen ist [30].

Die Incisura acetabuli wird von einem Band (Ligamentum transversum acetabuli)

überbrückt. So entsteht eine kreisförmige Gelenkfläche mit einer zentralen Aussparung (Fossa acetabuli). Die mediale Wand des Azetabulums wird durch die Vierkantenplatte (quadrilaterale Fläche) gebildet, welche im kleinen Becken die laterale Begrenzung darstellt [36].

Die Gelenkkapsel umgreift den Kopf und den größten Teil des Schenkelhalses. Die Kapsel selbst wird durch kräftige Bandstrukturen verstärkt, die im wesentlichen die Extension im Hüftgelenk hemmen [2].

3.2 Biomechanik des Azetabulums

Bei Ansicht des Azetabulums von lateral zeigt sich die Aufteilung des Azetabulums in einen ventralen und einen dorsalen Pfeiler, welche durch ihre Verschmelzung in Höhe des Azetabulums die Form eines kopfstehenden Y (λ) annehmen.

Der kegelförmig nach unten auslaufende hintere Pfeiler ist im Vergleich zum vorderen kürzer und setzt sich aus Anteilen des Os ilium und des Os ischii zusammen. Er beginnt an der Fossa iliaca, verläuft über das Zentrum des Azetabulums und schließt das Tuber ischiadicum ein. Das Os ischii bildet den dorso-kaudalen Anteil des Azetabulums (hintere Wand) und den dorsalen Pfannenrand, gemeinsam mit dem Os ilium bildet es den kranialen Teil des Azetabulums und trägt wesentlich zur Kraftübertragung aus dem Azetabulum in das SI-Gelenk bei.

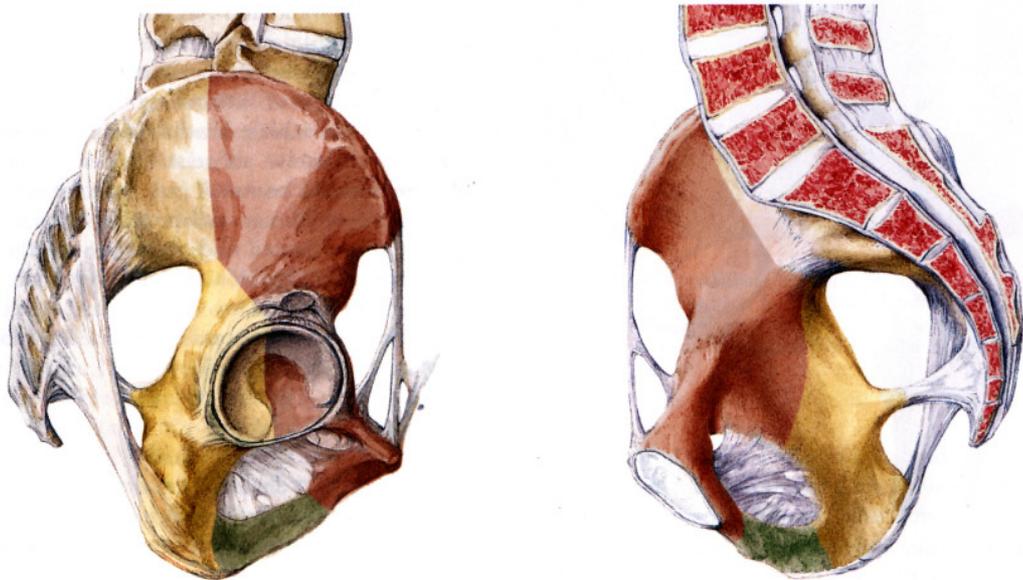


Abb. 3.3.: Darstellung der Pfeilerstruktur des Azetabulums in der Ansicht von lateral und von medial: Vorderer Pfeiler (rot), hinterer Pfeiler (gelb) (aus: Tscherne, Pohlemann, Unfallchirurgie, Becken und Azetabulum [67].)

Der vordere Pfeiler umfasst die größeren Anteile des Os ilium. Er reicht vom Scheitelpunkt des Beckenkamms (Crista iliaca) über den oberen Schambeinast bis hin zur Symphyse. Das Os pubis beinhaltet den gelenktragenden Teil der Vorderwand und bildet den ventralen Pfannenrand des Azetabulums.

Ebenfalls von lateral ist der kraniale Anteil der Gelenkfläche einsehbar. Dieser Teil des Gelenks hat große klinische Relevanz als lasttragender Anteil der Gelenkfläche, der bei transtektalen Querfrakturen des Azetabulums betroffen ist. Er wird auch aufgrund seiner weiten Wölbung und dem starken Knochen als Dom bezeichnet. Zur Beckeninnenseite ist der Dom durch die quadrilaterale Fläche, die mediale Fläche des dorsalen Pfeilers begrenzt [67].

3.3 Diagnose, Klassifikation, Therapie

3.3.1 Diagnostik der Azetabulumfraktur

Die Diagnose der Azetabulumfrakturen stützt sich auf die Anamnese sowie den Unfallmechanismus, die klinische Untersuchung und auf die konventionelle und computertomographische Röntgenuntersuchung. Drei Standardaufnahmen werden verwendet: Becken ap, Ala- und Obturator-Aufnahme.

Die **Becken ap-Aufnahme** wird in Rückenlage ausgeführt.

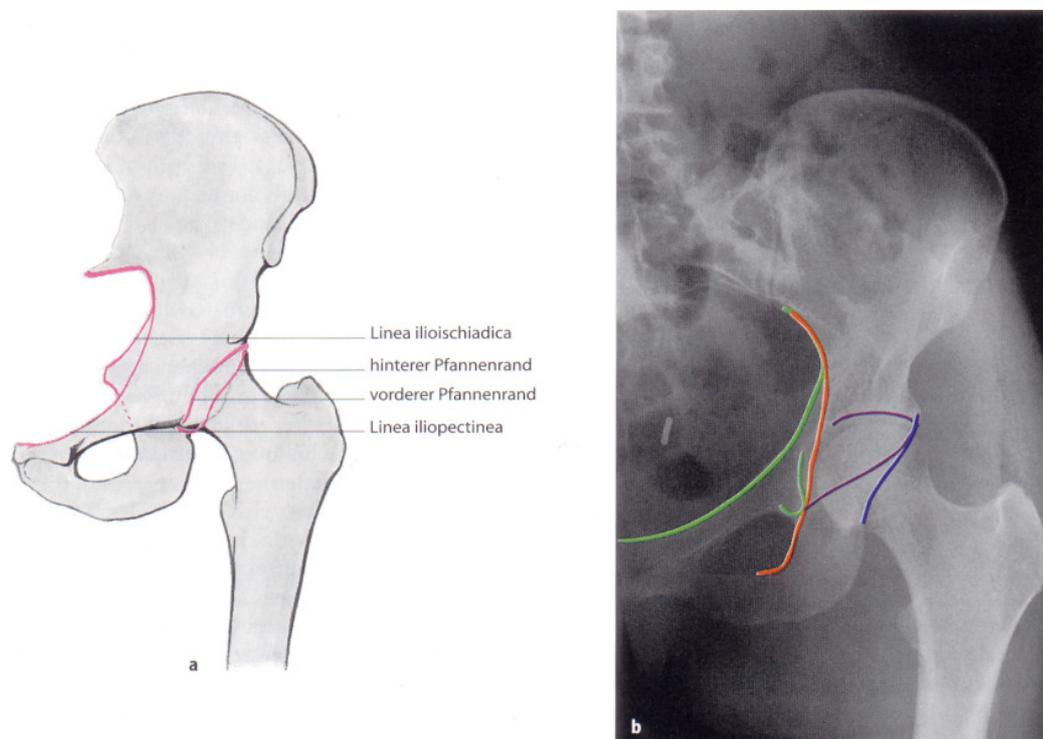


Abb. 3.4.: Die Becken ap-Aufnahme des Azetabulums
(aus: Tscherne, Pohlemann, Unfallchirurgie, Becken und Azetabulum, [67].)

Es können sechs Kennlinien wie in Abb. 3.4 dargestellt werden. Die für die vorliegende Studie relevanten Querfrakturen führen zu einer Unterbrechung sämtlicher Kennlinien, je nach Frakturhöhe und -lage.

Bei der **Obturator-Aufnahme** wird die betroffene Seite des Patienten um 45° angehoben, so dass der Strahlengang im 45° Winkel von lateral nach medial verläuft. Damit kommt das Foramen obturatum plan zur Darstellung. Das Foramen selbst sowie der dorsale Pfeiler können beurteilt werden. Durch Unterbrechung der in Abb. 3.5 dargestellten Linien können Querfrakturen diagnostiziert werden, wobei hoch gelegene Frakturverläufe zu einer Unterbrechung der Linea iliopectinea führen, nicht aber zur Unterbrechung im Foramen obturatum.

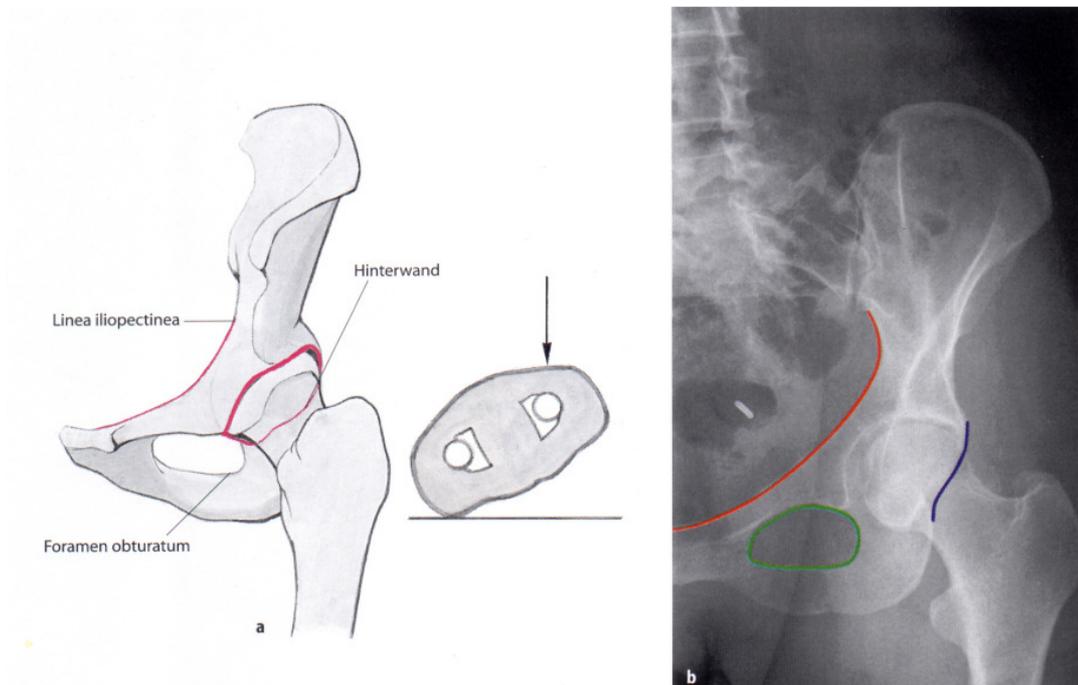


Abb. 3.5.: Die Obturator-Aufnahme des Azetabulums
(aus: Tscherne, Pohlemann, Unfallchirurgie, Becken und Azetabulum [67].)

Bei der **Ala-Aufnahme** wird die kontralaterale Seite des Patienten um 45° angehoben, der Strahlengang verläuft im 45° Winkel von medial nach lateral, so dass die Ala des Os ilium plan zur Darstellung kommt. Hier können die Ala selbst sowie der ventrale Pfeiler des Azetabulum beurteilt werden. Wie bei der Obturator-Aufnahme können hoch im Dom verlaufende Querfrakturen die Linie des Os innominatum unterbrechen ohne zu einer Unterbrechung der Vorderwandlinie zu führen.

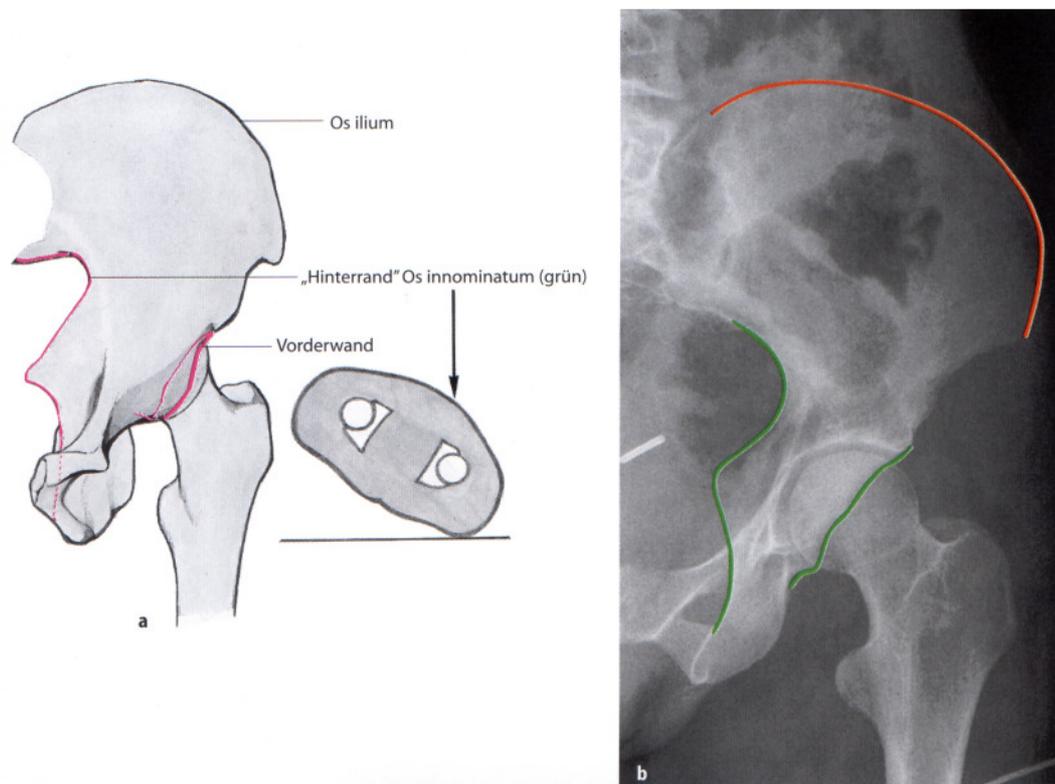


Abb. 3.6.: Die Ala-Aufnahme des Azetabulums
(aus: Tscherne, Pohlemann, Unfallchirurgie, Becken und Azetabulum [67].)

Aus der Kombination der drei angefertigten konventionellen Aufnahmen kann Lage und Ausdehnung einer Querfraktur eruiert werden, die Computertomographie ermöglicht danach zusätzliche Frakturparameter wie Fragmentdislokationen, -geometrie und -größe zu bestimmen [1, 31, 58, 66, 67].

3.3.2 Klassifikation

Bis in die 70er Jahre wurde bei der Azetabulumfraktur im wesentlichen zwischen posterioren und zentralen Hüftluxationsfrakturen unterschieden. Diese zunächst sehr einfachen Klassifikationen spiegeln die Therapiemöglichkeiten des jeweiligen Zeitabschnitts wider, die im wesentlichen in geschlossener Reposition und Extensionsbehandlung bestanden.

Die in den 60er Jahren durch Judet angeregten und von Letournel durchgeführten Untersuchungen bildeten die Grundlage für eine auf der Anatomie des Azetabulums basierenden Klassifikation [22, 32].

Letournel teilte die Azetabulumfrakturen in insgesamt zehn Typen ein. Davon sind fünf Typen Grundformen, stellen also Einfachverletzungen dar, fünf Typen sind Kombinationen aus diesen Grundformen.

Diese Klassifikation von Letournel wird aufgrund ihrer klinischen Erprobung und Gebräuchlichkeit auch heute noch überwiegend im klinischen Alltag eingesetzt. Zwischenzeitlich weiterentwickelte Klassifikationen, wie z.B. die alphanumerische AO-Klassifikation, beziehen sich in ihrer Grundlage ebenfalls auf die von Letournel angegebenen Frakturtypen, erweitern aber lediglich die Unterteilungsmöglichkeiten und integrieren Zusatzverletzungen des Hüftgelenks wie Knorpelschäden oder Hüftkopffrakturen.

3.3.2.1 Die 5 Grundformen der Azetabulumfraktur

Fraktur der hinteren Wand:

Die hintere Azetabulumbegrenzung ist unterbrochen, dabei bricht ein Teil des Margo acetabularis aus und disloziert meist nach dorsal.



Fraktur des hinteren Pfeilers:

Die Frakturlinie verläuft häufig von der Incisura ischiadica major längs durch das Azetabulum, tritt durch die Incisura acetabuli wieder aus und durchbricht zusätzlich den Ramus ossis ischii oder eine andere randbildende Struktur des Foramen obturatum.



Fraktur der vorderen Wand:

Bei dieser sehr seltenen Fraktur wird die Vorderwand des Azetabulums bogenförmig zwischen Spina iliaca anterior-inferior und dem Pecten ossis pubis ausgebrochen.



Fraktur des vorderen Pfeilers:

Bei dieser Fraktur verläuft die Frakturlinie durch das Foramen obturatum, meist durch den Ramus ossis pubis oder durch eine andere randgebende Struktur des Foramen obturatum.

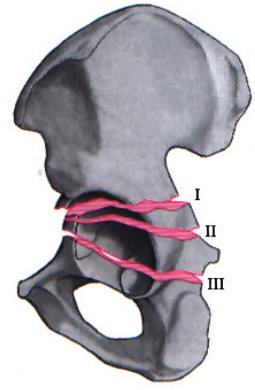


Querfrakturen des Azetabulums:

Die Querfrakturen werden in zusätzliche Untergruppen je nach Höhe der Querkomponente aufgeteilt:

- *Juxtatektale Fraktur (I)*, auf dem oberen Rand der Fossa acetabuli.
- *Transtektale Fraktur (II)*, kranial im lasttragenden Anteil des Pfannendachs.
- *Infratektale Fraktur (III)*, läuft unterhalb des lasttragenden Pfannendachs.

Die Frakturlinie verläuft quer durch das Azetabulum, wobei beide Pfeiler unterbrochen sind, der kraniale Anteil der Gelenkfläche verbleibt aber am Os ilium, der caudale Anteil disloziert meist nach posterior.



3.3.2.2 Die 5 kombinierten Formen der Azetabulumfraktur

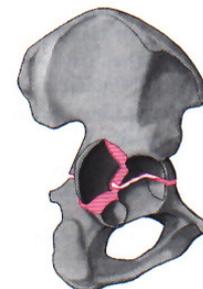
Fraktur des hinteren Pfeilers in Kombination mit Fraktur der hinteren Wand:

Die Fraktur verläuft wie bei der Fraktur des hinteren Pfeilers, zusätzlich bricht ein Wandfragment aus der hinteren Begrenzung des Azetabulums.



Querfraktur in Kombination mit Fraktur der hinteren Wand:

Die unterschiedlichen Frakturverläufe der Querfraktur finden sich auch hier, zusätzlich frakturiert die hintere Wand des Azetabulums.



Fraktur des vorderen Pfeilers in Kombination mit einer hinteren Hemiquerfraktur:

Die Fraktur verläuft als Querfraktur durch die Vierkantenplatte. Im ventralen Anteil gibt es zwei Ausläufer der Fraktur, welche nach caudal durch das Foramen obturatum sowie nach kranial bis an den vorderen oberen Darmbeinstachel verlaufen können.



T-Fraktur:

Es findet sich eine Querfraktur mit einem vertikalen Ausläufer durch die Fossa acetabuli und den Obturatorring.



Zweipfeilerfrakturen:

Diese Fraktur ist durch die komplette Lösung des Gelenkmassivs vom Ilium und damit vom Körperstamm definiert. Es entstehen sowohl hintere als auch vordere Pfeilerfragmente.

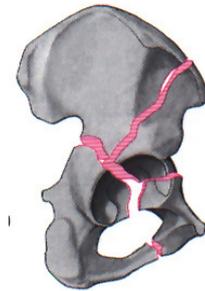


Abb. 3.7. a-h: Alle Abbildungen aus Tscherne, Pohlemann, Unfallchirurgie, Becken und Azetabulum [67].

3.3.3 Therapie der Azetabulumfraktur

Die Therapie der Azetabulumfraktur ist bis auf wenige Ausnahmen keine Notfalltherapie. Für eine sorgfältige operative Planung mittels radiologischer Diagnostik inklusive CT und Wahl eines geeigneten Zugangswegs stehen einige Tage Zeit zur Verfügung [32, 66]. Nur die luxierte und nicht zu reponierende Hüfte oder eine Läsion des N. ischiadicum stellen eine Indikation zur sofortigen operativen Therapie dar.

3.3.3.1 *Allgemeine Indikation und Kontraindikation für die operativen Versorgung*

Die konservative Therapie ist bei nicht dislozierte Frakturen, bei Frakturen, bei denen lediglich ein schmales Randfragment vorliegt, oder bei denen keine Luxationstendenz besteht indiziert. Nach Letournel und Tile können ebenso Frakturen mit intaktem tragenden Domfragment sowie vordere distale Pfeilerfrakturen mit Spaltbildung von bis zu 1,5 cm in der Gelenkfläche konservativ behandelt werden [32, 66].

Die Indikation zur operativen Rekonstruktion besteht immer dann, wenn das Hüftgelenk inkongruent ist, eine instabile Hüfte mit Luxationstendenz verbleibt oder eine erhebliche Spalt- oder Stufenbildung im dachbildenden Domfragment besteht. Ebenso bilden auch Azetabulumfrakturen, welche mit schweren Hüftkopffrakturen (Pipkin 4) assoziiert sind, dislozierte T- oder Zweipfeilerfrakturen und Frakturen mit freiem intraartikulärem Fragment eine eindeutige Operationsindikation.

Als relative Kontraindikation zur operativen Rekonstruktion der Azetabulumfraktur wird unter anderem ein reduzierter Allgemeinzustand des Patienten mit kardialen oder pulmonalen Vorerkrankungen, eine ausgeprägte Osteoporose, vorbestehende Coxarthrose, lokale Infektion sowie eine bestehende Thrombose angegeben [28].

3.3.3.2 Operative Zugänge zum Azetabulum

Das Ziel der operativen Therapie der Azetabulumfraktur ist die anatomische Rekonstruktion des Hüftgelenks. Zur Verfügung stehen sowohl hintere als auch vordere Zugänge zum Azetabulum.

Als Standardzugangsweg hat sich eine als „**Kocher-Langenbeck-Zugang**“ bezeichnete Kombination eines bereits 1874 von Langenbeck beschriebenen trans-glutealen Zugangs durchgesetzt [29]. Nach Präparation

ergibt sich Übersicht über die Außenseite des Os innominatum, die Palpation zur Innenseite des Beckens erlaubt gute Repositionskontrolle.

Einsatz findet er bei Frakturen der hinteren Wand oder des hinteren Pfeilers des Azetabulums sowie bei Querfrakturen auch in Kombination mit der hinteren Wand.

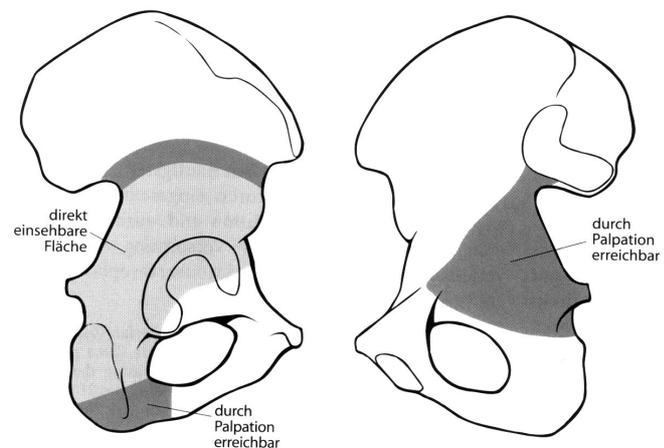


Abb. 3.8.: Erreichbare Zonen des Hüftbeins beim Kocher-Langenbeck-Zugang (aus: Tscherne, Pohlemann, Unfallchirurgie, Becken und Azetabulum [67].)

Mit dem **ilio-inguinalen Zugang** steht ein operativer Zugang für ventrale Frakturen zur Verfügung. Er wurde 1960 von Letournel speziell für die Versorgung von Azetabulumfrakturen eingeführt [31] und erlaubt die

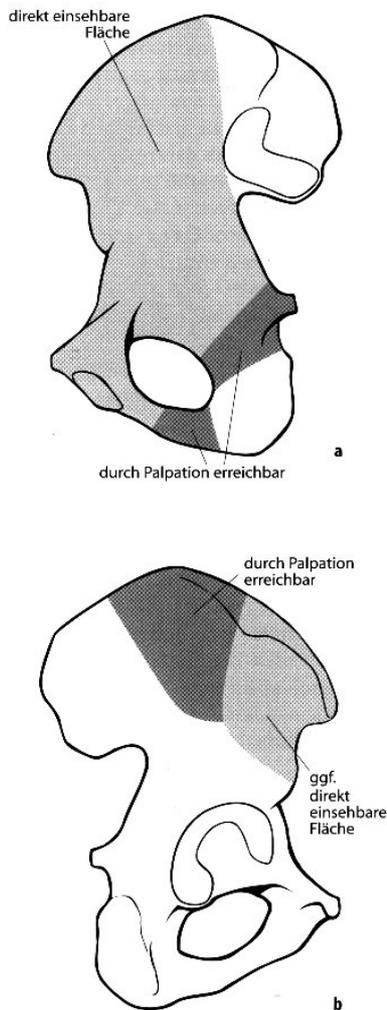


Abb. 3.9.: Erreichbare Zonen des Hüftbeins beim ilio-inguinalen-Zugang (aus: Tscherne, Pohlemann, Unfallchirurgie, Becken und Azetabulum [67].)

Darstellung des gesamten vorderen Pfeilers. Das Hüftgelenk selbst kann nicht eingesehen werden, die Gelenkreposition ergibt sich allein aus der anatomischen Reposition der einsehbaren Frakturlinien. Der ilio-inguinale Zugang wird bei Frakturen der vorderen Wand und des vorderen Pfeilers sowie bei Querfrakturen mit Dislokation des distalen Fragments nach ventral verwendet.

Sowohl bei den dorsalen wie auch bei den ventralen Zugangswegen zum Azetabulum werden auch Erweiterungen der Zugangswege beschrieben, die wesentliche Problematik besteht aber weiterhin darin, dass lediglich ein Pfeiler des Gelenks ausreichend darstellbar ist, um eine direkte chirurgische Intervention zu ermöglichen. Auch die mögliche Kombination aus Einzelzugängen, simultaner oder

sequentieller Doppelzugang, erlaubt nur eine eingeschränkte Exposition des Gelenks.

Wegen der angeführten Problematik der Einzelzugänge wurden erweiterte Zugänge und ihre Modifikationen entwickelt, die sich den Umstand zu Nutzen machten, dass sich die gesamte Glutealmuskulatur vom Trochanter

major entweder scharf oder mit Hilfe einer Osteotomie des Trochanter major ablösen lässt. Dies erlaubt einen nahezu kompletten Einblick auf das Os coxae [54, 55].

Der erweiterte ilio-femorale Zugang wurde von Judet und Letournel erstmalig eingesetzt [23]. 1988 wurde eine Modifikation durch die Osteotomie des Trochanter major, die so genannte Maryland-Modifikation beschrieben [54]. Die erweiterten lateralen Zugänge haben den Vorteil einer ausgezeichneten Exposition des hinteren Pfeilers, des größten Teils des vorderen Pfeilers und der Innenseite des Beckens. Nachteilig wirken sich jedoch die notwendige Weichteilexposition mit hoher perioperativer Morbidität aus [14].

3.3.3.3 Osteosynthese der Azetabulumfraktur

Verschiedene biomechanische Studien beschäftigten sich mit der operativen Stabilisierung von Frakturen des Azetabulums. Sawaguchi et al stabilisierten den hinteren Pfeiler mit verschiedenen Platten, den vorderen mit Platten oder Zugschrauben [57].

Schopfer et al erreicht bei der Querfraktur des Azetabulums durch eine kombinierte Osteosynthese aus dorsal angelegter Rekonstruktionsplatte und einer Zugschraube im vorderen Pfeiler die höchste Stabilität [60]. Dabei sollten bei der Rekonstruktionsplatte die beiden frakturnahen und die beiden äußersten Schraubenlöcher besetzt werden [61]. In bestimmten Zonen des Hüftbeins besteht eine deutlich höhere Knochendichte, so dass hier ein sicherer Schraubenhalt zu erwarten ist. Ein Augenmerk ist auch auf die Nähe der eingebrachten Schrauben zum Hüftgelenk zu richten.

Nach Empfehlung von Ebraheim zur sicheren Platzierung der Zugschraube im vorderen Pfeiler sollte der Eintrittspunkt für die Zugschraube etwa 4 bis 5 cm cranial des Randes des Azetabulums liegen [13].

Schopfer et al benutzte eine Cerclage als indirektes Repositionsmittel bei 14 Patienten mit Azetabulumfrakturen, die beide Pfeiler betrafen (2 Querfrakturen, 2 Quer-/Wandfrakturen, 2 Hemiquerfrakturen, 8 Zweipfeilerfrakturen). 9 Patienten wurden über einen einfachem ilio-inguinalem Zugang versorgt, die anderen 5 wurden über erweiterte Zugänge

versorgt. In 12 Fällen wurde eine anatomische Reposition (≤ 1 mm) erreicht. In 13 Fällen war die Gelenkskongruenz mit < 3 mm Dislokation noch akzeptabel. Schopfer empfiehlt die Anlage von Cerclagen bei Verwendung des ilio-inguinalen Zugang als Repositionshilfe bei Frakturen von beiden Pfeilern. Dabei soll die Frakturlinie 1 cm oberhalb der Incisura ischiadica major verlaufen [59].

1987 wurde von Kang die definitive Versorgung der Azetabulumfraktur ausschließlich mit Cerclagen angegeben [25]. Im folgenden beschäftigten sich verschiedene Arbeitsgruppen mit dem Einsatz von Cerclagen auch als Repositionshilfen bei Frakturen des hinteren Pfeilers und als definitive Stabilisierung. 1998 stellten Pohlemann ein neues Instrument zur sicheren Platzierung von Cerclagen um das Azetabulum vor [52]. Dabei erfolgt die Platzierung der Cerclage in der Incisura ischiadica major bei Querfrakturen des Azetabulums durch ein speziell gebogenes, kanüliertes Rasparatorium (Fa. Synthes USA, Paoli, PA), welches eine Präparation und die Durchführung des Cerclagendrahtes durch den Instrumentenschaft in einem Arbeitsschritt erlaubt. Die 90° abgewinkelte Spitze erlaubt eine sichere Platzierung der Cerclage ohne Traumatisierung von Gefäßen oder Weichteilen in der Incisura ischiadica major durch die Rasparatoriumspitze. Bei der Versorgung von 14 Patienten wurde keine Verletzung des glutealen Gefäß-Nervenbündels beobachtet.

Zur Reposition und Osteosynthese stehen heute verschiedenste Techniken und Instrumente zur Verfügung. Da bei der Azetabulumfraktur oftmals große Frakturflächen vorliegen, die vor der Reposition aufgrund der eingeschränkten Sicht nicht vollständig chirurgisch gesäubert werden können, gelingt eine manuelle Reposition nur in Ausnahmefällen. Es wurden verschiedene Knochenhebel (Beckenhebel nach Ganz) neben den bekannten Wundhaken entwickelt, die eine bessere Einsicht auf die Frakturfragmente zulassen. Die schrittweise Reposition kann über mehrere Beckenrepositionszangen erfolgen, bis die Fraktur anatomisch reponiert ist. Die Manipulation großer distaler Knochenfragmente wird durch das Einbringen von Schanz-Schrauben erleichtert. Die intraoperative

Repositionskontrolle erfolgt, da eine vollständige Inspektion nicht möglich ist, durch Palpation. Nach erfolgter Reposition erfolgt eine intraoperative Röntgenaufnahme. Der Einsatz von Durchleuchtungseinheiten erlaubt hierbei auch die schnelle Darstellung der Schrägaufnahmen (Ala- und Obturator-Aufnahme nach Letournel).

Bei der Osteosynthese der Azetabulumfraktur gibt es bei der Implantatverankerung am Hüftbein Standardrichtungen, Implantate und Stabilisierungstechniken sind aber anhand des individuellen Frakturverlaufs zu wählen.

Bei der Versorgung der Azetabulumquerfraktur wird nach Tscherne und Pohlemann ein Zugang von der Seite der größeren Dislokation gewählt, wobei aufgrund der besseren Fixierungsmöglichkeiten der Schrauben im massiven hinteren Pfeiler der hintere Zugang nach Kocher-Langenbeck bevorzugt wird. Hierbei kann nach anatomischer Reposition und Palpationskontrolle des Frakturverlaufs im vorderen Pfeiler zunächst von dorsal eine Zugschraube in den vorderen Pfeiler eingebracht werden. Die Fixierung des hinteren Pfeilers erfolgt dann mit einer gelenknah angebrachten vormodellierten Rekonstruktionsplatte [67].

Bei der Wahl des vorderen ilio-inguinalen Zugangs kann die Versorgung analog mit einer Zugschraube von ventral in den hinteren Pfeiler und einer Rekonstruktionsplatte entlang der Linea terminalis erfolgen [67].

3.3.3.4 Operative und postoperative Komplikationen

Zu den häufigsten postoperativen Komplikationen zählen periartikuläre Verkalkungen und ektope Ossifikationen. Die Frequenz ektoper Ossifikationen nach operativer Behandlung von Azetabulumfrakturen wird in der Literatur mit 20% und höher veranschlagt [34, 38]. Am häufigsten werden ektope Ossifikationen beim erweiterten ilio-femorale Zugang (57,1%), dem kombinierten Zugang (45,4%) und dem Kocher-Langenbeck-Zugang (26,3%) gefunden, am wenigsten kommen solche Veränderungen bei isoliertem ilio-inguinalem Zugang vor (4,9%). Bei konservativer Behandlung werden nur in 3,6% der Fälle Ossifikationen gefunden [28].

4 Material und Methodik

4.1 Beckenpräparate

Bei der vorliegenden Untersuchung wurden sieben kältekonservierte, humane Beckenteilpräparate aus dem anatomischen Institut der Medizinischen Hochschule Hannover verwendet (isolierte Ossa coxae). Die Spender waren nach den Sektionsunterlagen vor ihrem Tod nicht über eine längere Zeit immobilisiert gewesen. Die Präparate wurden nach ihrer Entnahme von anliegenden Weichteilen befreit und sofort bei -25°C gelagert, um sechs Stunden vor Versuchsbeginn bei Zimmertemperatur wieder aufgetaut zu werden. Während der Versuchsdurchführung wurden die Präparate mit NaCl 0,9% feucht gehalten, um sie vor Austrocknung zu schützen.

Es standen vier rechte und zwei linke männliche, sowie ein rechtes weibliches Hüftbein zur Verfügung. Das durchschnittliche Körpergewicht der Spender betrug zum Todeszeitpunkt 65 kg (56 bis 69 kg) bei einer durchschnittlichen Körpergröße von 172 cm (160-180 cm).

4.2 Standardisierte Frakturmodelle

4.2.1 Frakturtyp

Für die Versuchsreihe wurde ein transtektaler Frakturverlauf nach JUDET und LETOURNEL gewählt. Der Frakturverlauf durch das Pfannendach (Eminentia iliopubica dorso-kranial bis tief in die Incisura ischiadica major und kurz vor das sacro-iliacale Gelenk) bedingt eine unmittelbare Beeinträchtigung des lasttragenden acetabulären Gelenkanteiles und stellt damit eine eindeutige Operationsindikation dar.

4.2.2 Erzeugung der standardisierten Fraktur

Entlang einer Schablone, die den Frakturverlauf vorgab, wurde mit einem 2,0 mm Bohrer am Beckenpräparat eine Perforationslinie angelegt und die Fraktur per Meißel vollendet. Dabei entstand eine in der Kortikalis gezackte definitionsgemäß verlaufende Fraktur ohne Impressionen oder Gewebsverlust im spongiösen Bereich.

Zum Anbringen einer

definierten Messachse und einer Messsonde wurde am Tuber ischiadicum zusätzlich mittels oszillierender Säge ein flaches Knochenstück entnommen. Von dort wurde mittels 2,5 mm Bohrer durch das Corpus ischiadicum bis in den transazetabulären Frakturspalt eine Messachse angelegt und eine Fixierplatte zur Befestigung eines Messaufnehmers angebracht. Am proximalen Fragment im Bereich des ilio-sakralen Gelenks wurde eine weitere Fixierplatte zur Befestigung eines Messaufnehmers angebracht.

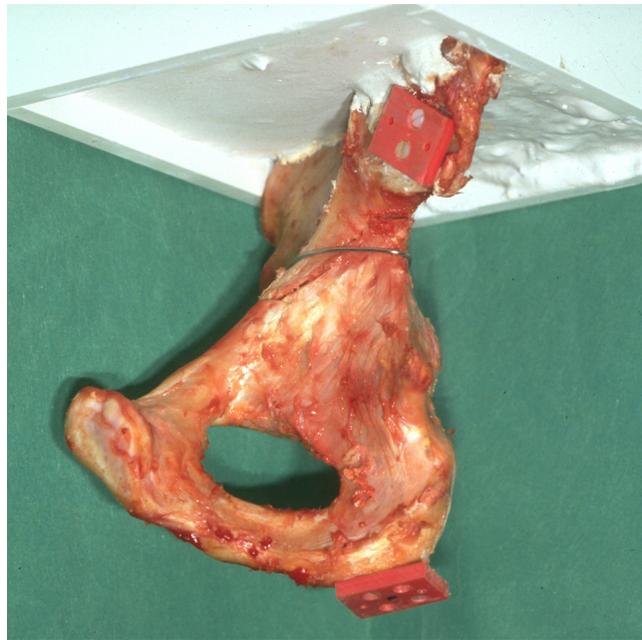


Abb. 4.1.: Beckenpräparat mit Fixierplatten (rot) für Messsonden

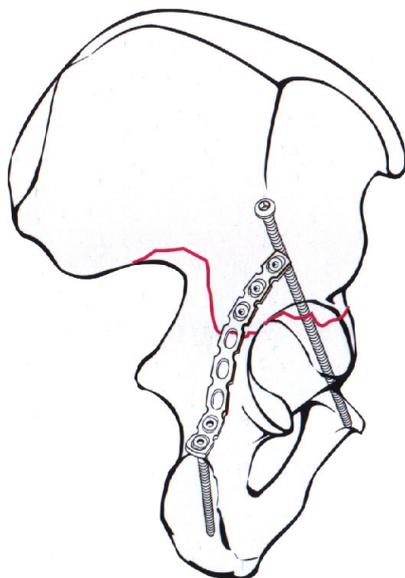
4.3 Stabilisierungstechniken und Implantate

Folgende Osteosynthesematerialien wurden biomechanisch getestet:

- Standardosteosynthese mit einer dorsal angelegten, der Beckengröße angepassten 10- oder 12-Loch-Rekonstruktionsplatte sowie einer Zugschraube², im Folgenden „Standardosteosynthese“ genannt.
- Zugschraubenosteosynthese mit je einer Zugschraube² im dorsalen und ventralen Pfeiler (in vitro Modell), im Folgenden „Zugschraubenosteosynthese“ genannt.
- Drahtcerclage² mit 1,5 mm Cerclagendraht ohne Spannvorrichtung, im Folgenden „Drahtcerclage“ genannt.
- Dall-Miles Kabel³ 2,0 mm mit Kabelspanner und Quetschklemme, im Folgenden „Dall-Miles Kabel“ genannt.

4.3.1 In vitro - Operationstechnik

4.3.1.1 Standardosteosynthese



Die Standardosteosynthese wurde mittels einer 10- oder 12-Loch Rekonstruktionsplatte und einer Standard-Kortikalisschraube mit 3,5 mm Durchmesser, durchgehendem Gewinde und einer Gesamtlänge von 10 bis 12 cm durchgeführt.

Die Rekonstruktionsplatte wurde mittels Biegewerkzeug am dorsalen Pfannenrand anmodelliert. Sie verlief vom Corpus ossis ilii entlang des Margo

Abb. 4.2.:
Standardosteosynthese (aus:
Tscherne, Pohlemann,
Unfallchirurgie, Becken und
Azetabulum [67].)

² Clinical House GmbH, Bochum

³ Stryker GmbH & Co KG, Duisburg

acetabuli bis an den Tuber ischiadicum und wurde regelmäßig durch Standard-Kortikalisschrauben mit durchgehendem Gewinde und einem Durchmesser von 4,5 mm fixiert. Dabei wurden ober- und unterhalb der Frakturlinie je zwei bis drei Plattenlöcher besetzt.

Zusätzlich wurde eine Standard-Kortikalisschraube mit 3,5 mm Durchmesser, durchgehendem Gewinde und einer Gesamtlänge von 100 bis 120 mm von der Linea glutea inferior hinter der Gelenkfläche des Azetabulums durch den vorderen Pfeiler bis ins Os pubis eingebracht.

4.3.1.2 Zugschraubenosteosynthese

Zum Einsatz kamen Standard-Kortikalisschrauben mit 3,5 mm Durchmesser, durchgehendem Gewinde und einer Gesamtlänge von 100 bis 120 mm.

Eine Kortikaliszugschraube wurde nach Anlage eines Gewindeloches und

eines Gleitloches von der Linea glutea inferior hinter der Gelenkfläche des Azetabulums durch den vorderen Pfeiler bis ins Os pubis eingebracht. Die zweite Zugschraube wurde von der Linea arcuata hinter der Gelenkfläche des Azetabulums durch das Corpus ossis ischii bis in den Tuber ischiadicum geführt. Dabei wurde darauf geachtet, dass der Kreuzungspunkt der beiden Zugschrauben nicht innerhalb der Frakturfläche liegt, um eine Rotationsstabilität zu erreichen.

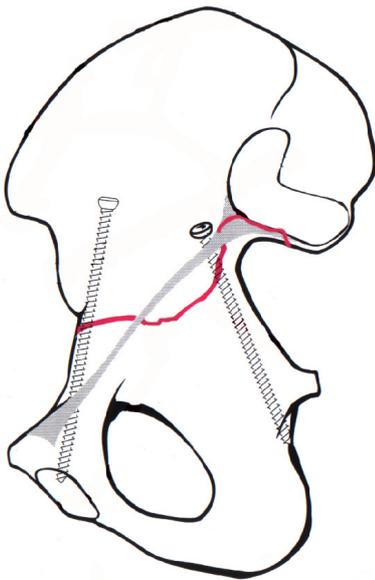


Abb. 4.3.: Zugschraubenosteosynthese (aus: Tscherne, Pohlemann, Unfallchirurgie, Becken und Azetabulum [67].)

4.3.1.3 Drahtcerclage

Der Cerclagendraht (1,5 mm) wurde in einfacher Tour oberhalb des Azetabulums über die quadrilaterale Fläche, durch die Incisura ischiadica



Abb. 4.4.: Verwindknoten bei 1,5-mm-Cerclagendraht

major, durch den Sulcus supra-acetabularis und unterhalb der Spina iliaca anterior-inferior verlegt. Um ein Verrutschen des Drahts, welcher in vivo durch Weichteile gehalten würde, zu verhindern, wurde im Versuch unterhalb der Spina iliaca anterior-inferior mit einem Kleinfragmentbohrer ein Führungsloch durch die Kortikalis angelegt. Die

Drahtenden wurden mittels einer Flachzange mehrfach verwunden und der Knoten wurde im Sulcus supra-acetabularis knapp hinter der Spina iliaca anterior-inferior nach Kürzen der Drahtenden angedrückt.

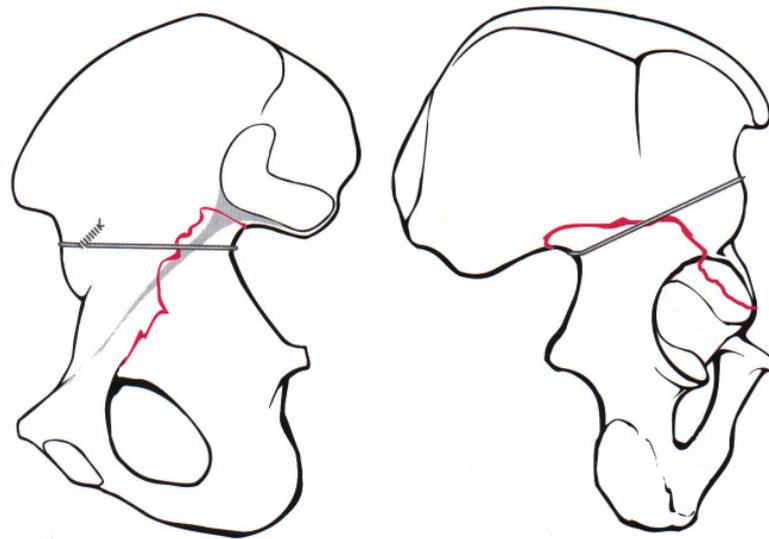


Abb. 4.5.: Cerclagenosteosynthese (aus: Tscherne, Pohlemann, Unfallchirurgie, Becken und Azetabulum [67].)

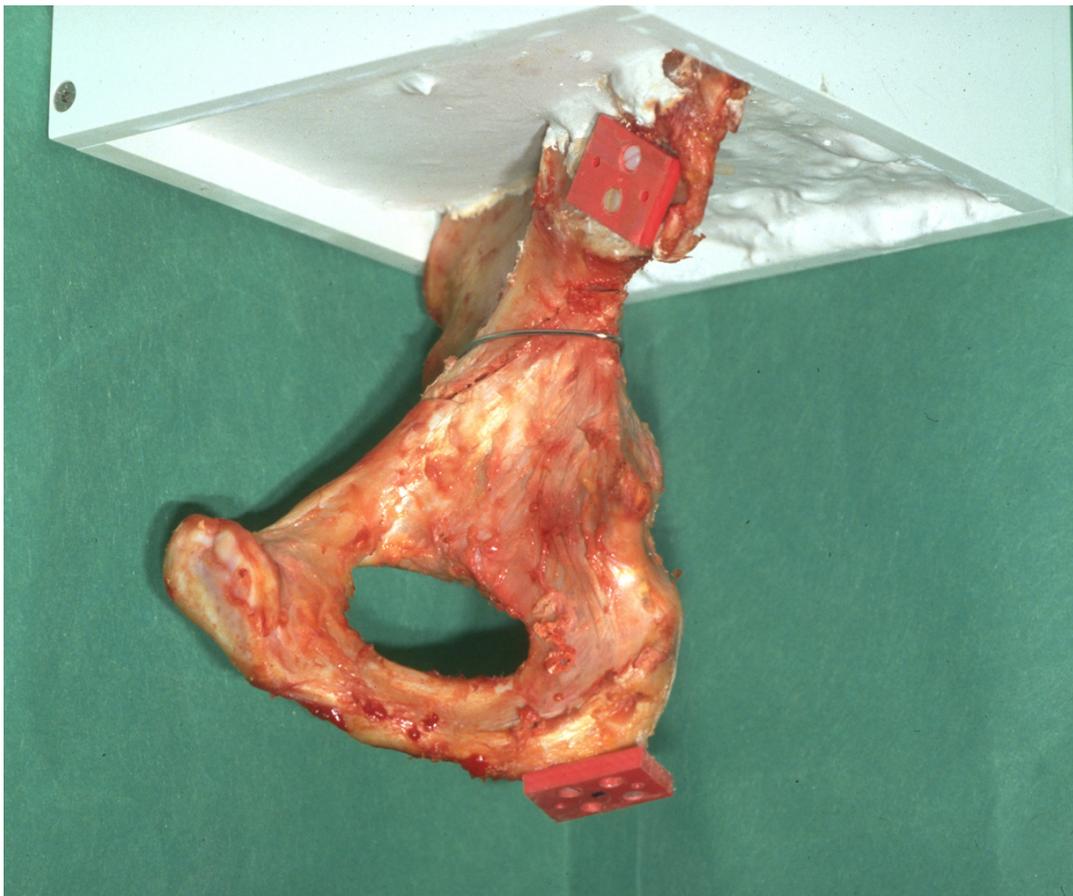


Abb. 4.6.: Beckenpräparat mit Drahtcerclage versorgt

4.3.1.4 *Dall-Miles Kabel*

Die Dall-Miles-Kabel (2,0 mm) wurden in einfacher Tour oberhalb des Azetabulums über die quadrilaterale Fläche, durch die Incisura ischiadica major, durch den Sulcus supra-acetabularis und unterhalb der Spina iliaca anterior-inferior verlegt. Die parallel liegenden Kabelenden wurden durch die doppelt gebohrte Quetschklemme gelegt, welche im Sulcus supra-acetabularis knapp hinter der Spina iliaca anterior-inferior zum Liegen kam und mittels Kabelspanner³ gespannt. Die Quetschklemme wurde mittels Spezialzange geschlossen und die Seilzüge anschließend gekürzt.

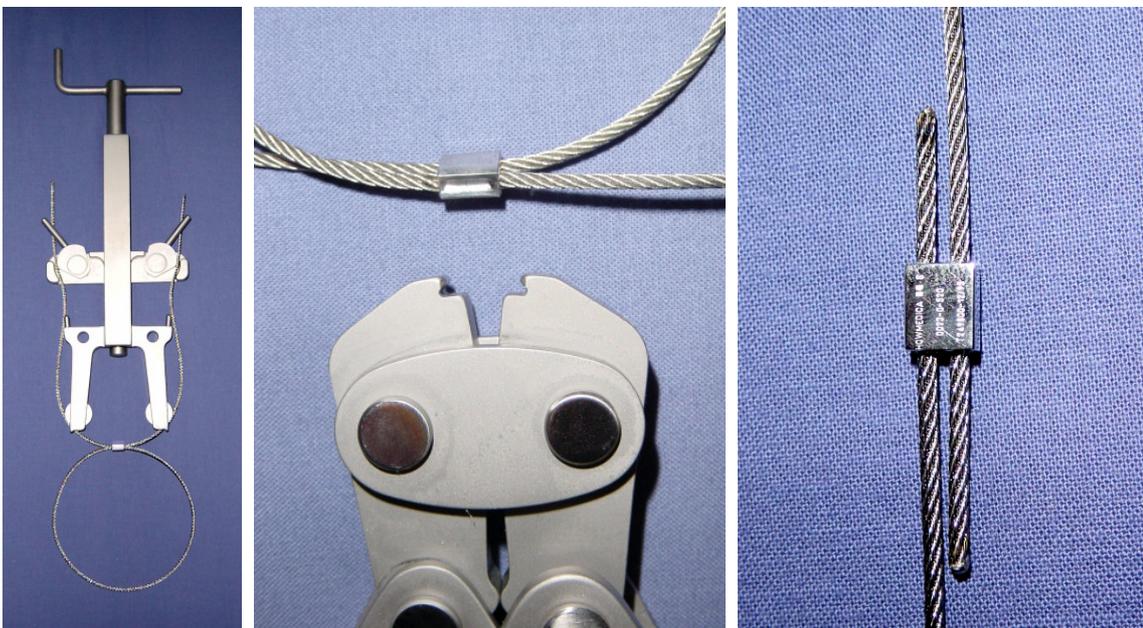


Abb. 4.7.: Instrumentarium und Implantate, 2,0 mm Drahtseil (Dall-Miles)

³ Stryker GmbH & Co KG, Duisburg

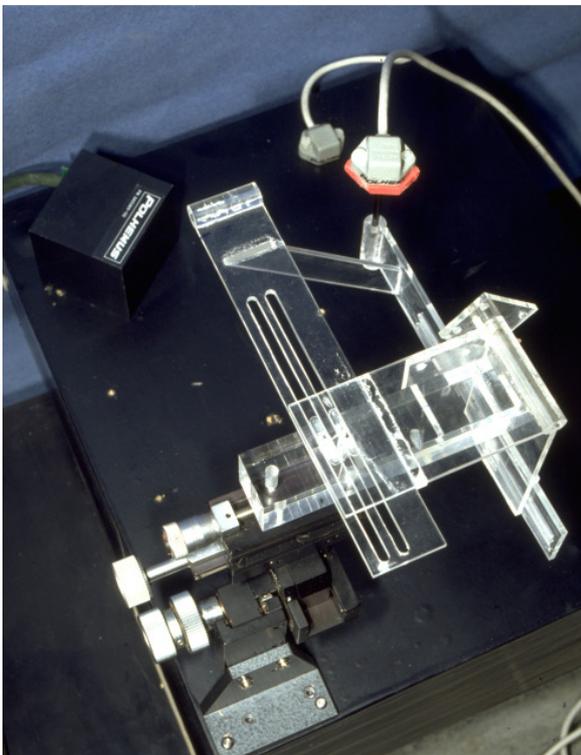
4.4 Messeinrichtungen und Messaufnahme am Becken

4.4.1 Messsystem

Zur dreidimensionalen Messung von Frakturspaltbewegungen wurde ein elektromagnetisches Messsystem⁴ benutzt. Dieses System besteht aus einer Magnetfeldquelle und zwei Feldsensoren, mit denen Bewegungen der beiden Feldsensoren zueinander gemessen werden können. Magnetfeldquelle und Feldsensoren werden mit einem kombinierten Signalregulator und Mikroprozessor verbunden, der die Relativbewegung und die Raumorientierung der beiden Feldsensoren im Verhältnis zur Quelle errechnet.

Eine Messung der Bewegung in drei Translationsachsen (X; Y; Z) ist möglich. Das Auflösungsvermögen des Magnetfeldaufnehmers wird vom Hersteller mit 0,1 mm Translation angegeben.

4.4.2 Messgenauigkeit



In Vorversuchen wurde die Messgenauigkeit mit Hilfe von Kreuztischmessungen festgestellt.

Dabei wurde gezeigt, dass die Kalibriereinrichtung ein Koordinatensystem mit drei Achsen am Becken simulieren kann.

Abb. 4.8.: Kreuztischmessungen

⁴ Pohlemus FASTRACK, Cochester, USA

4.4.3 Koordinatensystem

Zu Beginn jedes Versuches wurde durch Kalibrierungsmessungen ein dreidimensionales Koordinatensystem für die Messung festgelegt. Der Nullpunkt des Systems wurde im Schnittpunkt aus Frakturlinie und Gelenkfläche definiert.

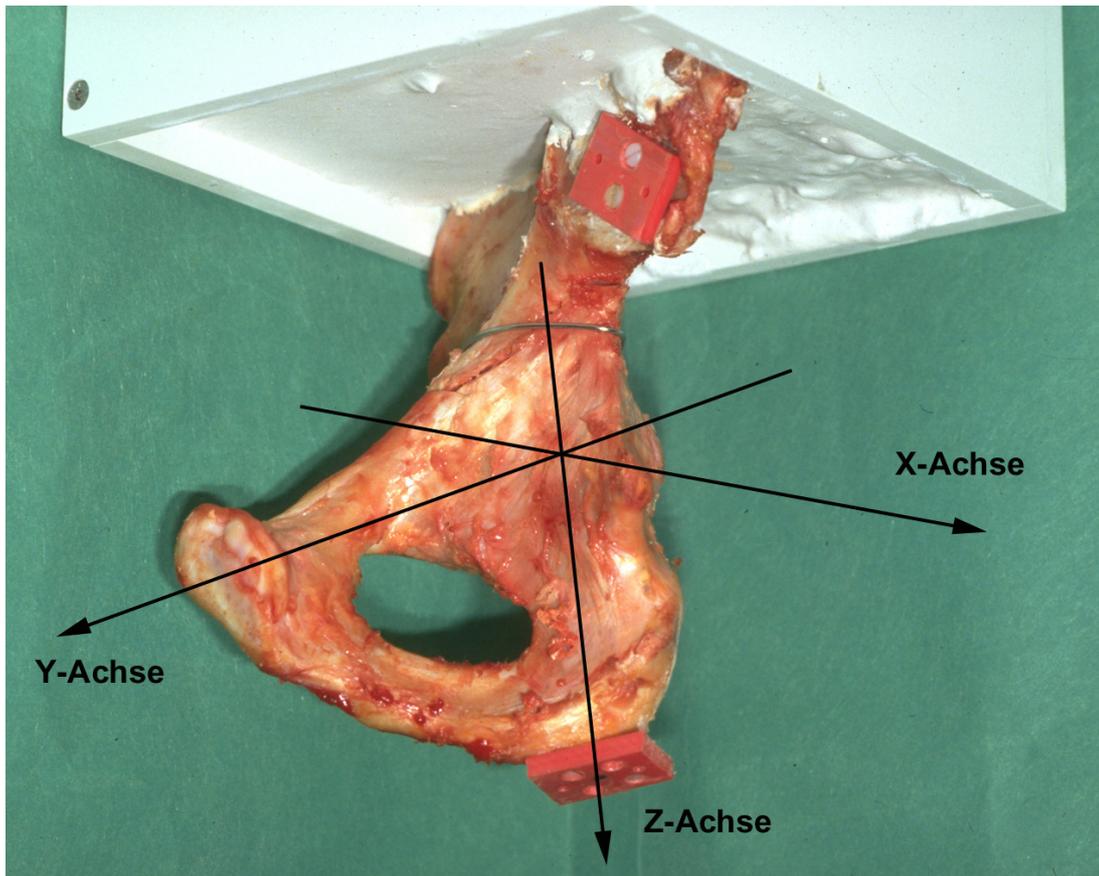


Abb. 4.9.: Beckenpräparat mit 3-D Koordinatensystem

Die positive X-Achse verlief senkrecht auf die Pfannenebene nach antero-lateral, die negative X-Achse durch die quadrilaterale Fläche ins kleine Becken hinein.

Die positive Y-Achse verlief aus dem Frakturspalt nach antero-medial parallel zum Ramus ischiadicus des Os pubis über die Symphyse hinweg, die negative Y-Achse entlang der Frakturlinie durch den hinteren Pfeiler.

Die positive Z-Achse wurde durch eine Messbohrung vom Tuber ischiadicum bis in den Frakturspalt definiert und verlief aus dem Nullpunkt durch das Os

ischiadicum und den Tuber ischiadicum, die negative Z-Achse durch das anteriore Pfannendach in Richtung auf die Spina iliaca anterior inferior.

4.4.4 Kalibrierung

Zu Beginn der Messungen wurden die Magnetfeldquelle und die beiden Sensoren des Fastrack - Messsystems am Versuchsaufbau montiert. Die Magnetfeldquelle wurde über eine Kunststoffplatte an der äußeren Andruckplatte des Versuchsaufbaus verschraubt. Ein Sensor wurde oberhalb der Frakturlinie an der Beckenschaufel befestigt. Der Mindestabstand zwischen beiden betrug 10 cm.

Zur Kalibrierung und Montage des zweiten Sensors wurde mit einer oszillierenden Säge senkrecht zur Z-

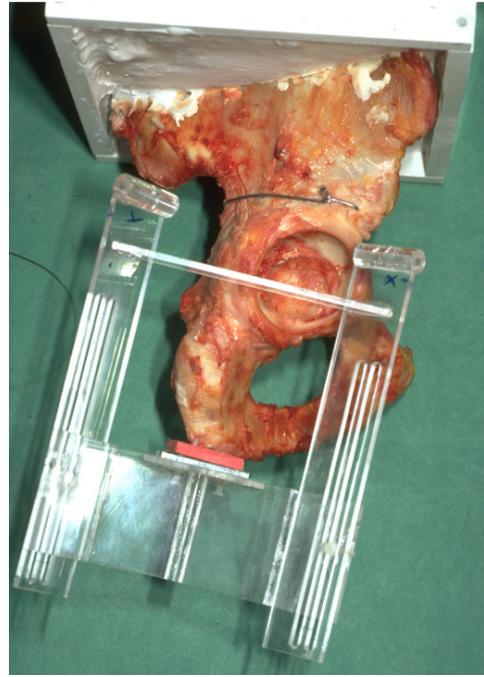


Abb. 4.10.: Kalibriersystem am Beckenpräparat fixiert

Achse am Tuber ischiadicum eine Fläche angelegt, mit der eine spezielle Schablone besetzt wurde (Abb 4.10: rote Fläche). Nach Aufsetzen der Kalibrierschablone zur Simulation der drei Bewegungsachsen wurde nun zunächst die Z – Achse eingerichtet und mit einem Feldsensor bestückt. Anschließend gleiches Vorgehen für die X – Achse. Nach Definition der positiven X – Achse durch Bewegung des Sensors entlang der Schablone konnte das System ein dreidimensionales Koordinatensystem bestimmen. Nach Abschluss der Kalibrierung wurde die Kalibrierschablone entfernt und der zweite Sensor auf der Fläche am Tuber ischiadicum mit Nylon-Schrauben befestigt, wodurch der zweite Sensor auf dem beweglichen Fragment in der Z-Achse zum Liegen kam. Eine im System integrierte Koordinatentransformation ermöglicht aus diesen Informationen die Berechnung des Nullpunktes des Koordinatensystems in der Frakturfläche.

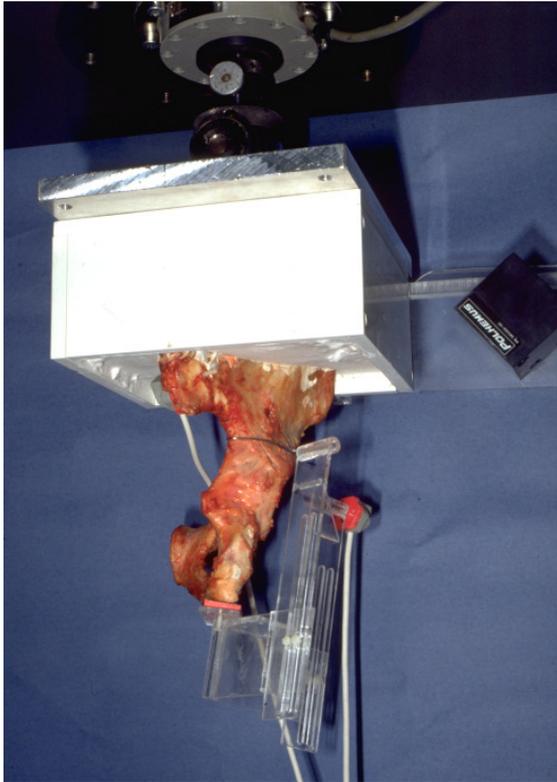
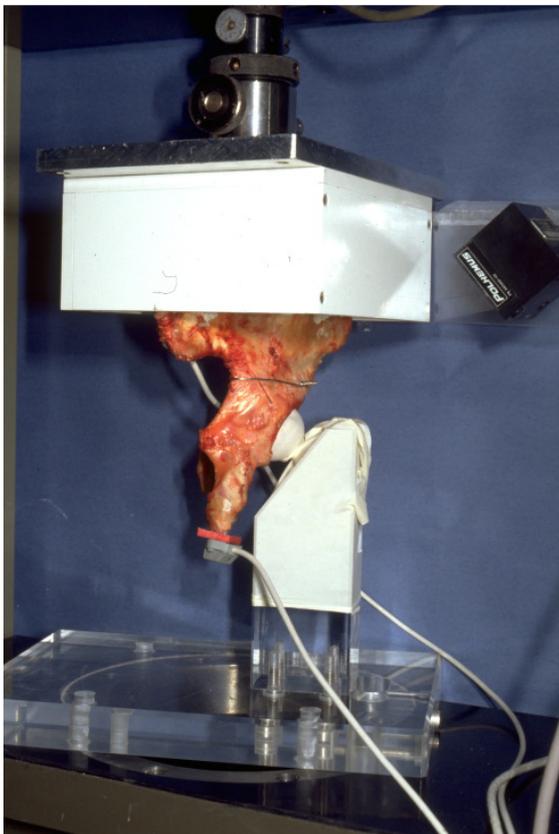


Abb.: 4.11.: Definition des dreidimensionalen Koordinatensystems durch bewegliche Messaufnehmer



Ein weiterer Messpunkt in der Kalibrierschablone definierte die Y-Achse und damit das gesamte Koordinatensystem.

Nach Abschluss der Kalibrierung wurde die Kalibrierschablone entfernt und der Z - Sensor auf der Fläche am Tuber ischiadicum mit Nylonschrauben befestigt. Dieser Sensor kam somit auf dem beweglichen Fragment in der Z-Achse zu liegen.

Aufgrund des Messprinzips können Metallteile, die sich zwischen den Sensoren oder zwischen Sensoren und der Magnetfeldquelle befinden, eine Messung beeinflussen. Aus diesem Grund wurden zur Montage der Bauteile und der Kalibrierung ausschließlich nicht-metallische Materialien benutzt (Ständer aus Kunststoff, Krafteinleitung über Karbonstange und Kopf, Nylon-schrauben, Karbongestänge).

Abb. 4.12.: Vollständiger Versuchsaufbau zur axialen Krafteinleitung

Die Messwerte des Fastrack - Messsystems wurden durch ein eigens erstelltes Programm⁵ verarbeitet und gespeichert. Neben den drei Raumkoordinaten des Motion-Trackers wurden parallel die Belastungswerte der Prüfmaschine zusätzlich im Rohdatensatz als vierter Kanal aufgenommen. Über eine graphische Oberfläche konnte der Versuchsverlauf in den drei Translationsachsen und der Kraftmessung online verfolgt werden. Zusätzlich konnten nach Abschluss eines Versuchs die Daten im Simulationsmodus wiederholt dargestellt werden.

4.5 Versuchsaufbau

4.5.1 Versuchsmodell und Justierung

Das Versuchsmodell bestand aus einer Einbeinstandsimulation mit Krafteinleitung über das Femur, welches durch einen Kunststoffschaff mit variablen Hüftköpfen aus verschiedenen großen Holzkugeln hergestellt wurde. Ein Überzug aus Latex garantierte die reibungsarme Beweglichkeit im Azetabulum.

Zur Standardisierung des Belastungsmodells wurden alle Beckenpräparate in gleicher Weise in der Gipsschale fixiert, um eine identische Belastung aller Hüftbeine zu gewährleisten.

Das Hüftbein wurde an der Beckenschaufel so fixiert, dass die Spina iliaca anterior superior und das Tuberculum pubicum gemeinsam in der Frontalebene zum Liegen kamen. Die Verbindungslinie zwischen Spina iliaca anterior superior und Tuberculum pubicum bildete zur Waagerechten einen Winkel von 40°. Dies entsprach einer physiologischen Kippung des Beckens von 50 - 60° im Stehen.

Um die Belastungsfähigkeit der einzelnen Osteosynthesen nicht nur bei axialer Belastung im aufrechten Einbeinstand zu testen, sondern auch in Flexion der Hüfte, konnte das Beckenpräparat im Versuchsaufbau um 30°

⁵ Fastrack Programm: Tracker-Version 1.1, D. Heinrich, Abt. f. Elektrotechnik, Med. Hochschule Hannover

bzw. 60° gekippt werden. Jede Osteosynthese konnte so drei unterschiedlichen Belastungen ausgesetzt werden.

4.5.2 Prüfmaschine

Die Azetabuli wurden in einer digital gesteuerten Universal-Materialprüfmaschine⁶ axialen Belastungen ausgesetzt. Oberhalb des Messstandes erfolgte die Messung der jeweils aufgebrachten Kräfte. Die Messdose arbeitet nach Herstellerangaben mit einer Genauigkeit von $\pm 0,1$ N.

Die Prüfmaschine wurde über maschineneigene Software durch einen angeschlossenen Computer digital gesteuert. Ein Belastungsprogramm wurde mit Hilfe der Steuerungssoftware erstellt. Durch eine online graphische Darstellung konnte die erreichte Kraft kontrolliert werden. Die Geschwindigkeit der Maschinentraverse wurde mit 1,5 mm/min als quasi statisch eingestellt.

4.6 Versuchsplan

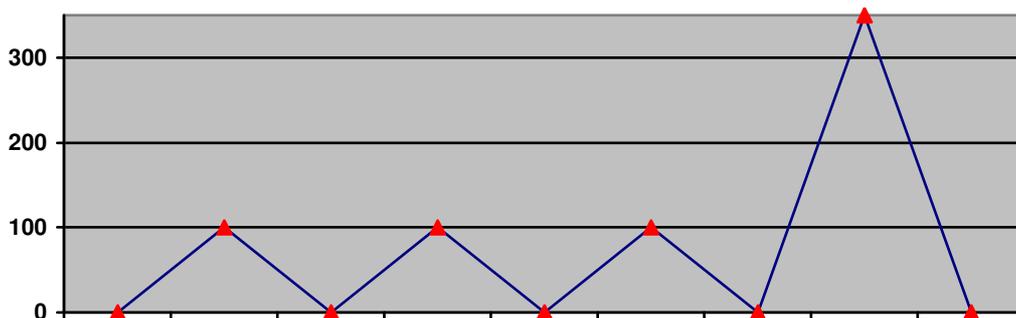
Alle vier Osteosynthesarten wurden an jedem Präparat untersucht. Jede Osteosynthese wurde in drei Belastungswinkeln (axiale Belastung, 30 und 60° Beugung) getestet. Dabei wurde jeweils mit der axialen Belastung gestartet, danach die 30° und 60° Beugungsbelastung ausgeführt. Die Osteosynthesen wurden in alternierender Reihenfolge getestet (s. Tab.4.1). Zur besseren Vergleichbarkeit wurde die applizierte Kraft relativ auf das Körpergewicht bezogen. Die Belastung des Versuchsaufbaus wurde in Prozent des individuellen Körpergewichts angegeben (%KG), wobei eine maximale Belastung von 350 %KG erreicht werden konnte.

⁶ Zwick GmbH & Co KG, Ulm; Universal - Materialprüfmaschine Nr. 1445

Versuch 1	Zugschrauben-osteosynthese	Platten-osteosynthese	2,0 mm Dall-Miles Kabel	1,5 mm Cerclagendraht
Versuch 2	Platten-osteosynthese	2,0 mm Dall-Miles Kabel		
Versuch 3	2,0 mm Dall-Miles Kabel	1,5 mm Cerclagendraht	Zugschrauben-osteosynthese	
Versuch 4	1,5 mm Cerclagendraht	Zugschrauben-osteosynthese		
Versuch 5	Zugschrauben-osteosynthese	Platten-osteosynthese	2,0 mm Dall-Miles Kabel	1,5 mm Cerclagendraht
Versuch 6	Platten-osteosynthese	2,0 mm Dall-Miles Kabel	1,5 mm Cerclagendraht	Zugschrauben-osteosynthese
Versuch 7	1,5 mm Cerclagendraht	Zugschrauben-osteosynthese	Platten-osteosynthese	2,0 mm Dall-Miles Kabel

Tab. 4.1.: Versuchsplan

Jeder Versuch bestand aus drei Setzzyklen mit 100 %KG Belastung und einem Messzyklus mit 350 %KG Belastung (s. Grafik. 4.1).



Grafik 4.1: Darstellung des Kraftverlaufs mit drei Vorbelastungszyklen und dem Hauptbelastungszyklus

4.7 Belastungsgrenze der Osteosynthesen

Alle Osteosynthesen wurden bis zu einem Maximum von 350 % KG nach Versuchsplan belastet. Als Grenzen der Stufenbildung im Gelenk wurden in der X- und der Y-Achse weniger als 2 mm Dislokation festgelegt. In der Z-Achse, auf der eine Dislokation im Versuchsaufbau einer Spaltbildung entspricht, wurde eine Grenze von weniger als 4 mm Dislokation festgelegt (im nachfolgenden „kritische Dislokationsgrenze“ genannt). Dies entspricht den Kriterien in situ [59] (s. Phase 2, Abb. 4.13.).

Bei vorzeitigem Totalversagen der Osteosynthesen wurde die Versuchsdurchführung abgebrochen, um den Versuchsaufbau und die darin enthaltenen Instrumente nicht zu gefährden (s. Phase 3, Abb. 4.13.). Als Totalversagen der Osteosynthese wurden auf der X-Achse (Senkrecht ins Azetabulum) sowie der Y-Achse (Ramus ischiadicus) das Erreichen von mehr als 10 mm Dislokation definiert, welches einer Stufenbildung um mehr als 10 mm im Pfannendach entspricht. Für die Z – Achse wurde als Totalversagen eine Stufenbildung von 20 mm definiert. Bei Erreichen dieser Dislokationsgrenzen im Frakturspalt wurde der Versuch automatisch durch den Steuerungs-PC unterbrochen.

Die Erweiterung der Fraktur durch zusätzliche Frakturlinien der einzelnen Fragmente wurde ebenfalls als Abbruchkriterium definiert (s. Phase 4, Abb. 4.13.).

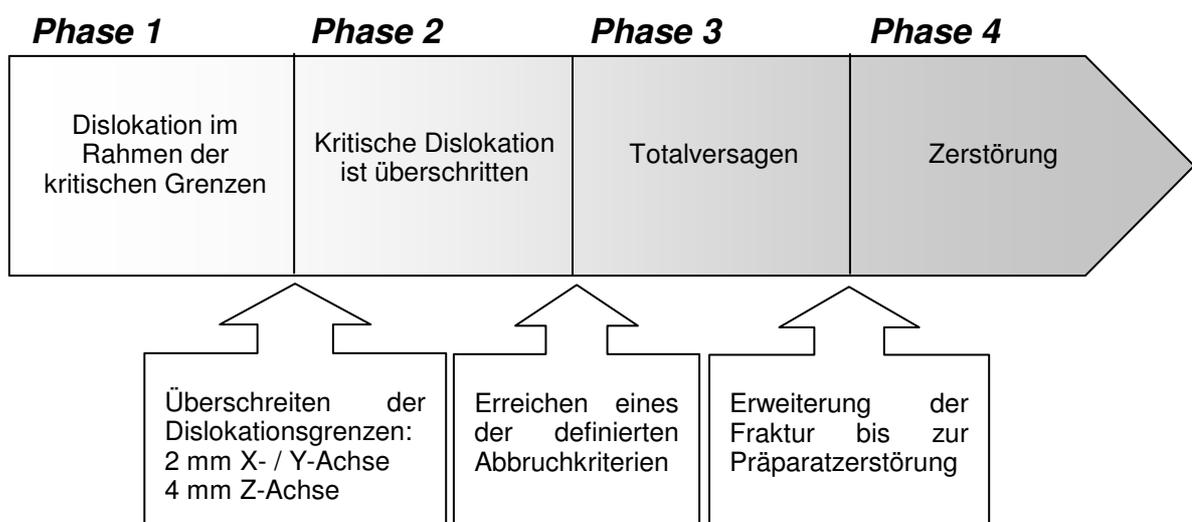


Abb. 4.13.: Vier Phasen des Osteosyntheseversagens

4.8 *Materialstabilität der Cerclagen*

Zur Überprüfung der Materialfestigkeit wurden die beiden getesteten Cerclagensysteme (Dall-Miles-Kabel, Cerclagendraht) einer gleichmäßigen Zugbelastung in der Materialprüfmaschine ausgesetzt.

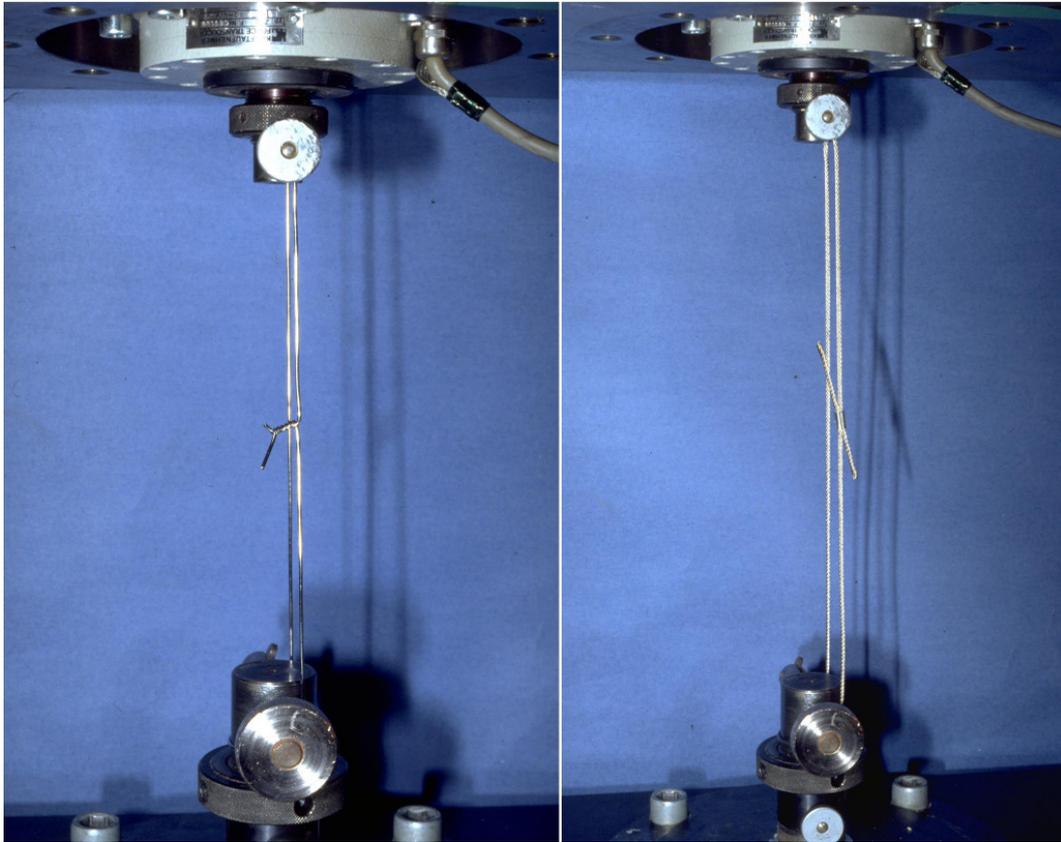


Abb 4.14.: Zugbelastung der Cerclagensysteme in der Materialprüfmaschine. links: Cerclagendraht, rechts: Dall-Miles-Kabel

4.9 Stabilität der Cerclagen

4.9.1 Drahtcerclage

Bis zu einem Traversenweg von 5 mm wird eine Zugbelastung von 1050 N aufgebaut, danach kommt es zum Versagen der Cerclagenkonstruktion durch Öffnung des Verwindeknotens. Die maximale Belastung von 1350 N wird bei einem Traversenweg von 36 mm erreicht, anschließend ist der Verwindeknoten vollständig eröffnet und damit die Versuchsanordnung zerstört.

4.9.2 Dall-Miles-Kabel

Bis zu einem Traversenweg von 13 mm wird eine Zugbelastung von 3700 N aufgebaut, danach reißt das multifilamentäre Kabel im Bereich des axialen Zugs außerhalb der Quetschklemme ab. Es trat kein sichtbarer Materialdefekt im Bereich der Quetschklemme oder in einem der Umlenkpunkte auf.

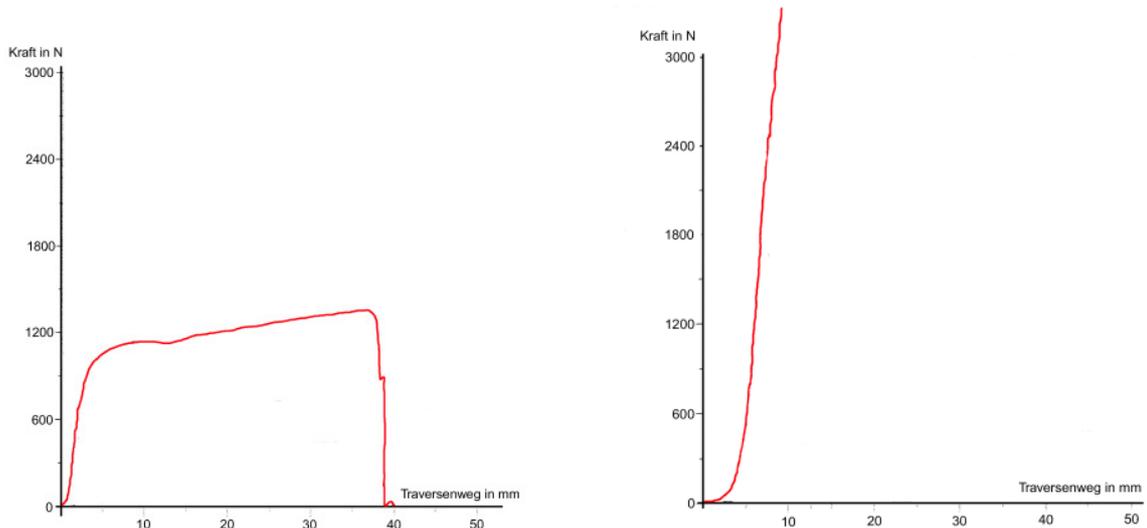


Abb. 4.15.: Verlauf der Zugkraft bei Traversenbewegung bei der Drahtcerclage (links) und Dall-Miles Kabel (rechts).

Zusammenfassend lässt sich somit feststellen, dass bei der Untersuchung der Materialeigenschaft ein deutlicher Unterschied in der Materialstabilität und der Materialverbindung der verwendeten Cerlagensysteme nachgewiesen werden konnte.

4.10 Datenverarbeitung und statistische Analyse

Die im ASCII-Format abgelegten Rohdaten wurden nach Versuchende zur statistischen Auswertung in das Kalkulationsprogramm Excel 5.0 auf einem Apple Macintosh Computersystem übertragen. Mit Hilfe dieses Programms wurde für jeden Gesamtversuch und für jeden Belastungswinkel ein Last-Weg-Diagramm erstellt.

Ausgewertet wurden ausschließlich die gemessenen Dislokationen des Vollbelastungszyklus. Zur Auswertung kamen die Dislokationsgrößen auf den drei Dislokationsachsen bei den Belastungsstufen 50%KG bis 350%KG in 50%KG-Schritten. Die so gewonnenen Werte wurden für die weitere Auswertung gemittelt.

5 Ergebnisse

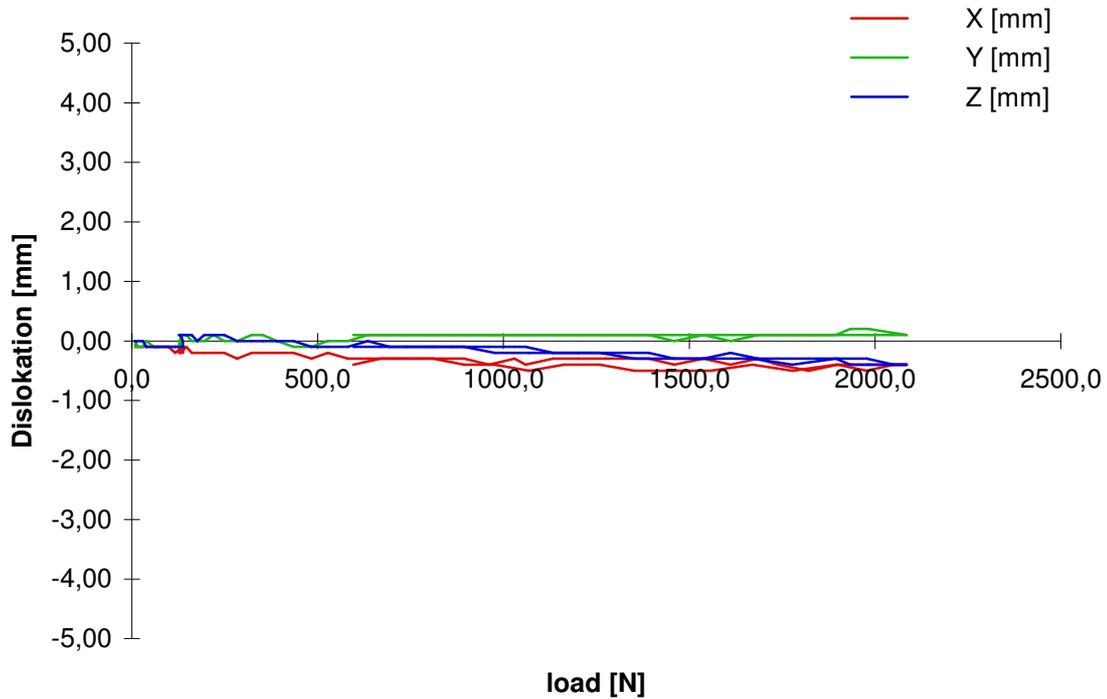
5.1 Analyse der Last-Wege-Diagramme im Einzelversuch

Die Bewegungen im Frakturspalt wurden in den Translationsachsen als Last-Weg-Diagramm grafisch dargestellt. Dabei konnte ein typischer Kurvenverlauf in Abhängigkeit vom Belastungswinkel im Azetabulum festgestellt werden.

Exemplarisch werden die Kurvenverläufe bei den vier unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren und den verschiedenen Belastungswinkeln dargestellt.

5.1.1 Standardosteosynthese, axiale Belastung

Abb. 5.1.: Last-Weg-Diagramm bei axialer Belastung im Hüftgelenk

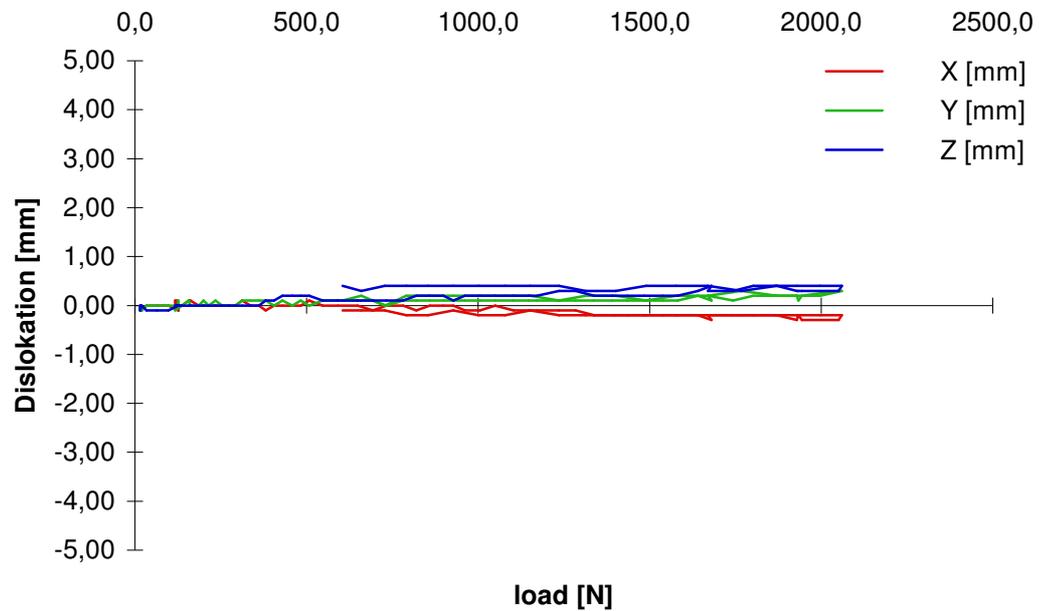


Quantitative Versuchsauswertung: Bei axialer Belastung wird die Frakturzone nur gering belastet, es findet eine Dislokation von maximal -0,5 mm in der X-Achse, 0,2 mm in der Y-Achse und -0,4 mm in der Z-Achse statt.

Qualitative Versuchsauswertung: Es ist keine Bewegung des distalen Fragments sichtbar.

5.1.2 Standardosteosynthese, 30° Beugung

Abb. 5.2.: Last-Weg-Diagramm bei 30° Beugung im Hüftgelenk

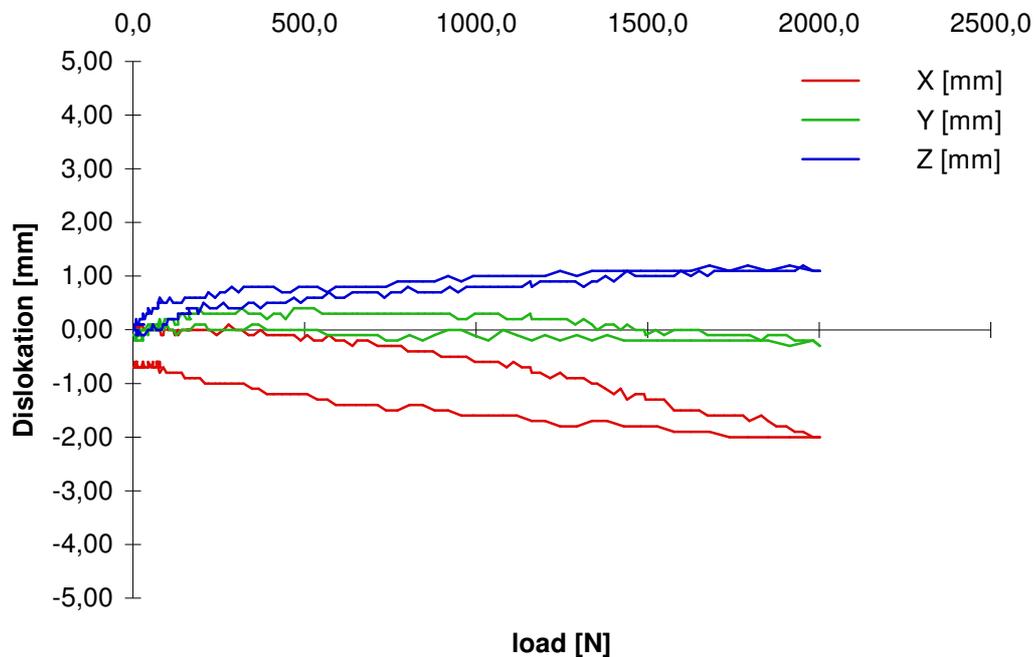


Quantitative Versuchsauswertung: Bei der Belastung unter 30° Beugung im Hüftgelenk findet sich eine Dislokation von maximal -0,3 mm in der X-Achse, 0,3 mm in der Y-Achse und 0,4 mm in der Z-Achse statt.

Qualitative Versuchsauswertung: Optisch wird keine Bewegung des distalen Fragments sichtbar.

5.1.3 Standardosteosynthese, 60° Beugung

Abb. 5.3.: Last-Weg-Diagramm bei 60° Beugung im Hüftgelenk



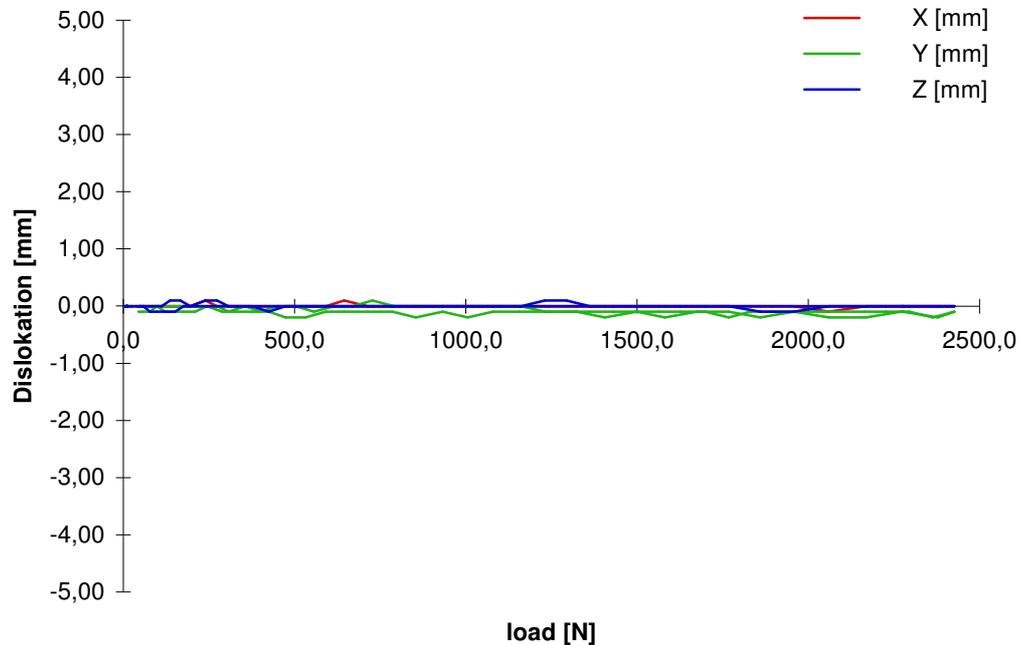
Quantitative Versuchsauswertung: Bei der Belastung unter 60° Beugung im Hüftgelenk wird die dorsal liegende Frakturzone im hinteren Pfannenrand belastet. Es findet eine Dislokation von maximal -2,0 mm in der X-Achse, -0,3 mm in der Y-Achse und 1,2 mm in der Z-Achse statt. Die Dislokation auf der Y-Achse ist mit -0,3 mm minimal, es entsteht keine Stufe im Gelenkspalt, lediglich eine Spaltbildung.

Die Verformung ist jetzt plastisch, d.h. bei Entlastung der Fraktur ist die Dislokation nicht vollständig rückläufig. In der X-Achse findet sich nach Entlastung eine Dislokation um -0,7 mm, auf Y- und Z-Achse liegt die Dislokation unterhalb des Auflösungsvermögens des Messsystems.

Qualitative Versuchsauswertung: Das distale Fragment verkippt nach hinten und rotiert nach außen. Nach Abschluss der Belastung ist keine Stufe im Gelenkspalt zu tasten, der Frakturspalt klafft weniger als 1 mm.

5.1.4 Zugschraubenosteosynthese, axiale Belastung

Abb. 5.4.: Last-Weg-Diagramm bei axialer Belastung im Hüftgelenk

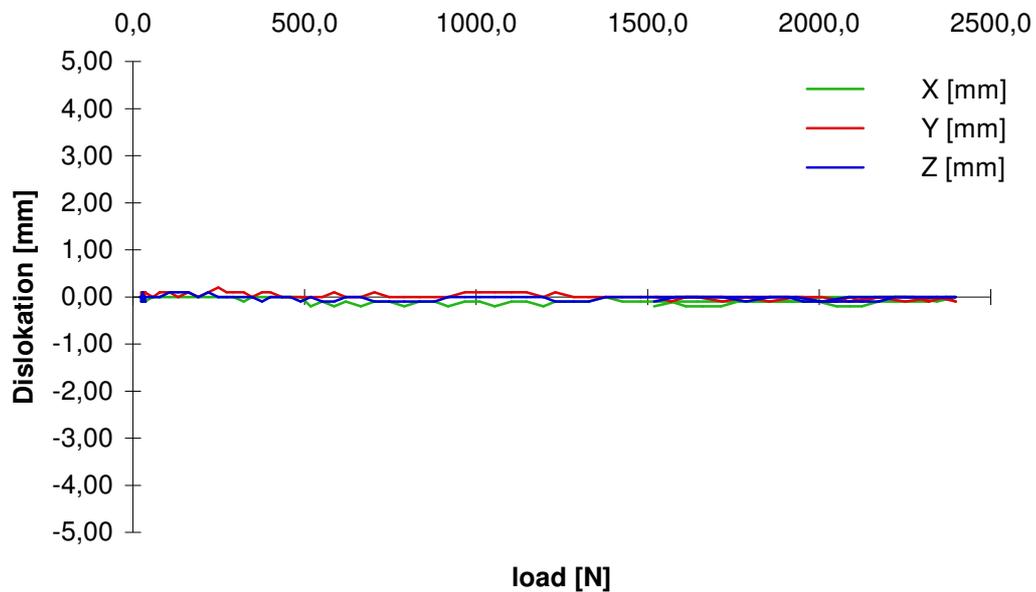


Quantitative Versuchsauswertung: Es findet sich eine maximale Bewegung von 0,1 mm auf der X-Achse, -0,2 mm auf der Y-Achse und 0,1 mm auf der Z-Achse. Dabei schwanken die Messwerte auf allen Achsen um 0,1 mm und liegen hiermit unterhalb der vom Hersteller angegebenen Messgenauigkeit. Lediglich auf der Y-Achse schwanken die Messwerte von -0,1 bis -0,2. Es muss hierbei von einer Dorsalverschiebung des distalen Fragments um ca. 0,1 mm ausgegangen werden.

Qualitative Versuchsauswertung: Makroskopisch ist keine Dislokation nachweisbar.

5.1.5 Zugschraubenosteosynthese, 30° Belastung

Abb. 5.5.: Last-Weg-Diagramm bei 30° Beugung im Hüftgelenk

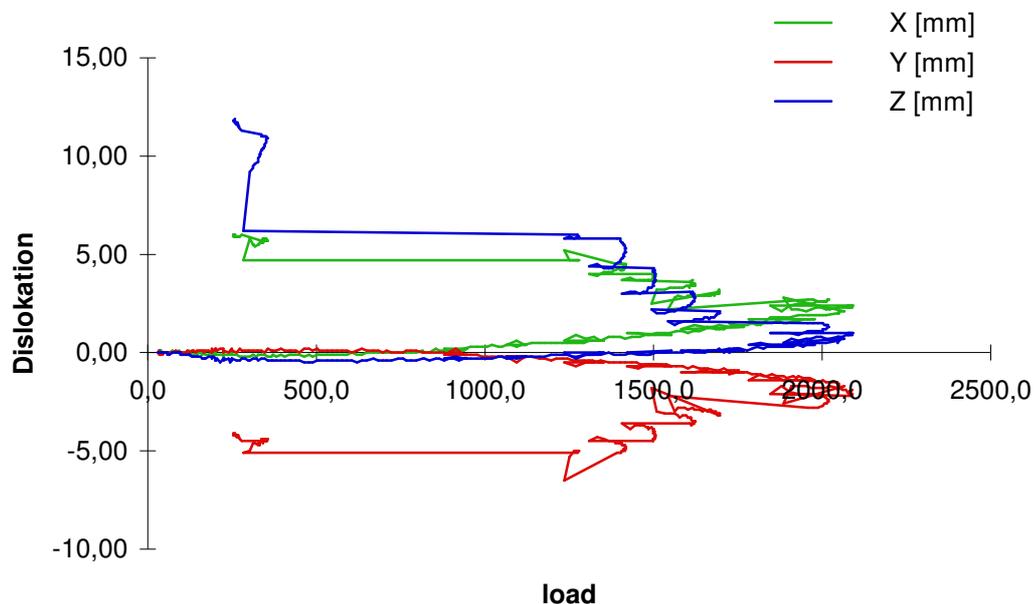


Quantitative Versuchsauswertung: Im ersten Vorbelastungszyklus bei der Belastung zwischen 70% und 90%KG findet sich eine plastische Verformung des Versuchsaufbaus im Sinne eines Setzens der Fraktur. Es werden Translationen von -0,3 mm auf der X-Achse und -0,2 mm auf der Z-Achse gemessen. Die Traversenverschiebung beträgt dabei 5 mm. Im weiteren Versuchsverlauf bis zur Vollbelastung mit 350% Körpergewicht finden sich Dislokationen unterhalb der angegebenen Messgenauigkeit.

Qualitative Versuchsauswertung: Sowohl im Vorbelastungszyklus als auch bei der Hauptbelastung ist makroskopisch keine Dislokation nachweisbar.

5.1.6 Zugschraubenosteosynthese, 60° Belastung

Abb. 5.6.: Last-Weg-Diagramm bei 60° Beugung im Hüftgelenk



Quantitative Versuchsauswertung: Bereits in den Vorbelastungszyklen mit 100% Körpergewicht kommt es zu einer plastischen Verformung. Im Hauptbelastungszyklus wird bei 315% KG auf der X-Achse die kritische Dislokationsgrenze von 2,0 mm erreicht, auf der Y-Achse beträgt die Dislokation zu diesem Zeitpunkt -1,7 mm und auf der Z-Achse 0,6 mm.

Qualitative Versuchsauswertung: Es kann ein Aufklappen des ventralen Frakturspalts beobachtet werden, das distale Fragment disloziert nach dorsal und rotiert um die Z-Achse nach außen. Es ergibt sich eine relative Verschiebung des distalen Fragments nach medial. Nach Erreichen der kritischen Dislokationsgrenzen kommt es zur Erweiterung der Fraktur im Sinne einer Zwei-Pfeiler-Fraktur (siehe Abb. 5.7.).

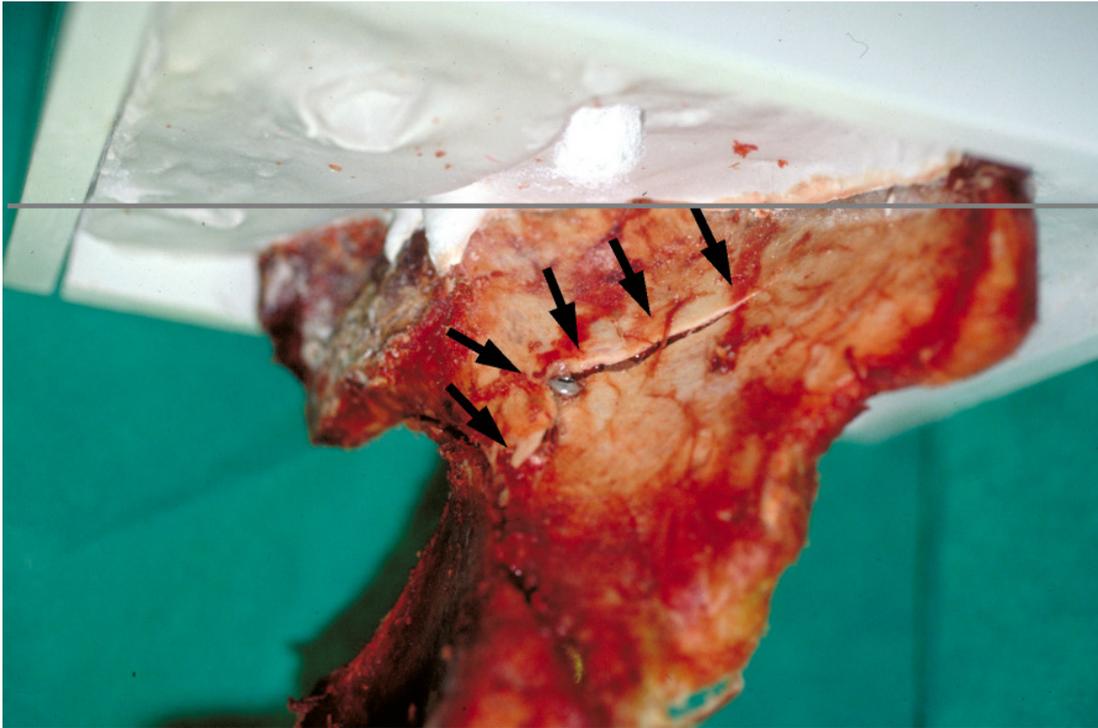
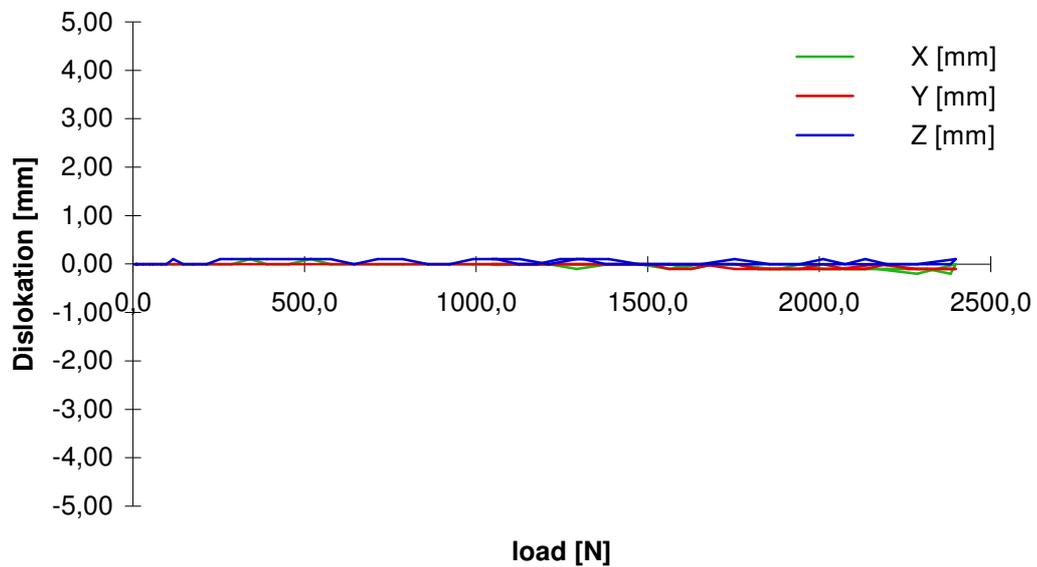


Abb. 5.7.: Zugschraubenosteosynthese nach Belastung in 60° Beugstellung

Die entstandene Fraktur verläuft beginnend aus der Querfraktur über die quadrilaterale Fläche und über das Schraubenloch der Zugschraube des dorsalen Pfeilers bis in das ventrale Ilium im Sinne einer Zweipfeilerfraktur. Damit wird ein Abbruchkriterium erfüllt, der Versuch wird abgebrochen.

5.1.7 Drahtcerclage, axiale Belastung

Abb. 5.8.: Last-Weg-Diagramm bei axialer Belastung im Hüftgelenk

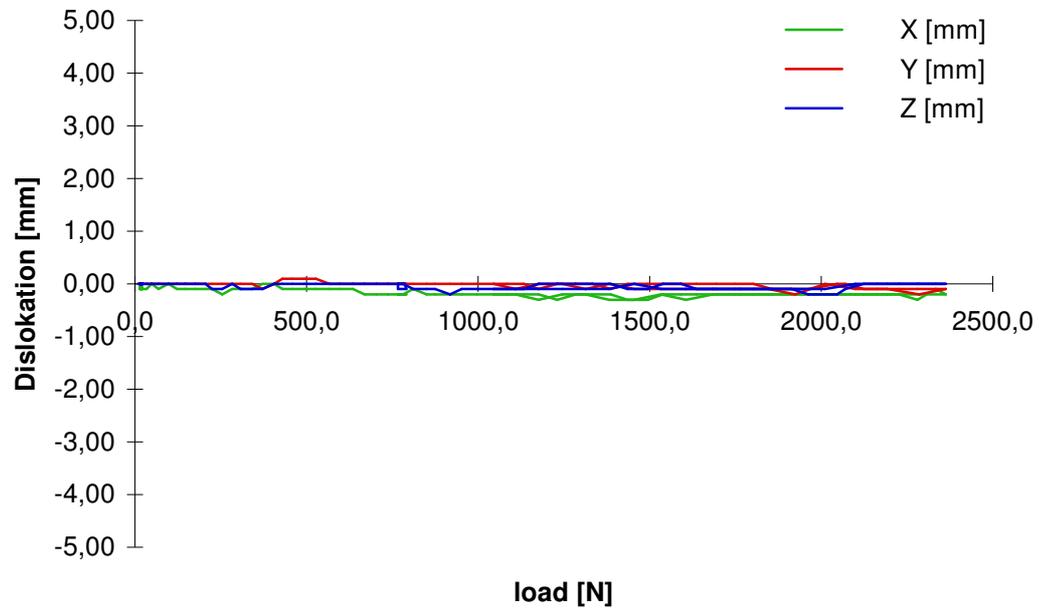


Quantitative Versuchsauswertung: Gemessen werden auf der Y- und Z-Achse lediglich Werte unterhalb der angegebenen Messgenauigkeit, lediglich auf der X-Achse wird kurzzeitig eine Dislokation von -0,2 mm gemessen.

Qualitative Versuchsauswertung: Makroskopisch ist keine Dislokation des distalen Fragments sichtbar.

5.1.8 Drahtcerclage, 30° Belastung

Abb. 5.9.: Last-Weg-Diagramm bei 30° Beugung im Hüftgelenk

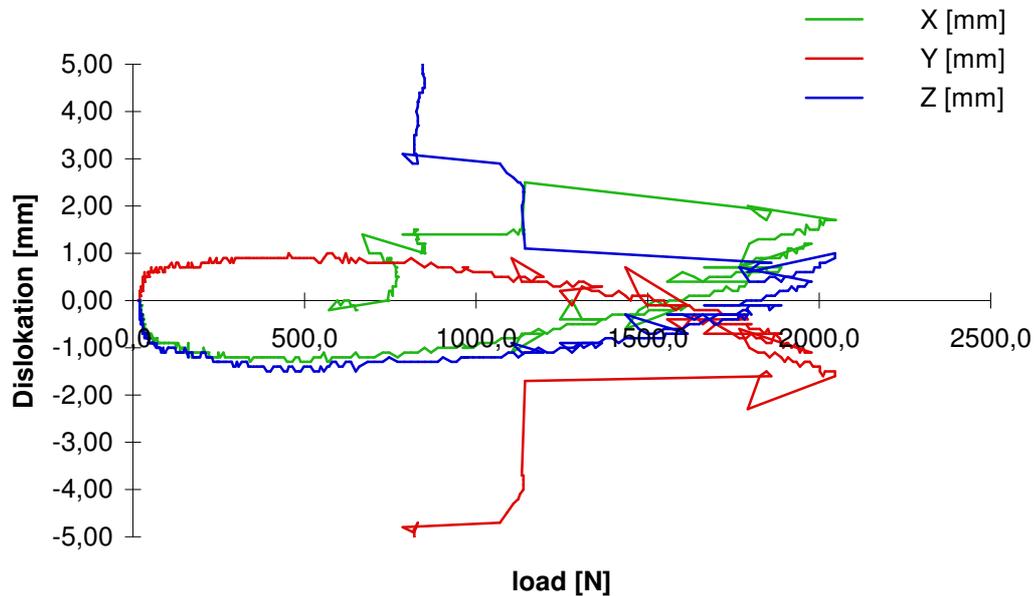


Quantitative Versuchsauswertung: Auch bei 30° gebeugter Hüfte wird bei einer maximalen Belastung von 350% Körpergewicht auf der X-Achse eine Dislokation von -0,3 mm, auf der Y-Achse -0,2 mm und auf der Z-Achse -0,2 mm gemessen.

Qualitative Versuchsauswertung: Makroskopisch ist keine Dislokation sichtbar

5.1.9 Drahtcerclage, 60° Belastung

Abb. 5.10.: Last-Weg-Diagramm bei 60° Beugung im Hüftgelenk

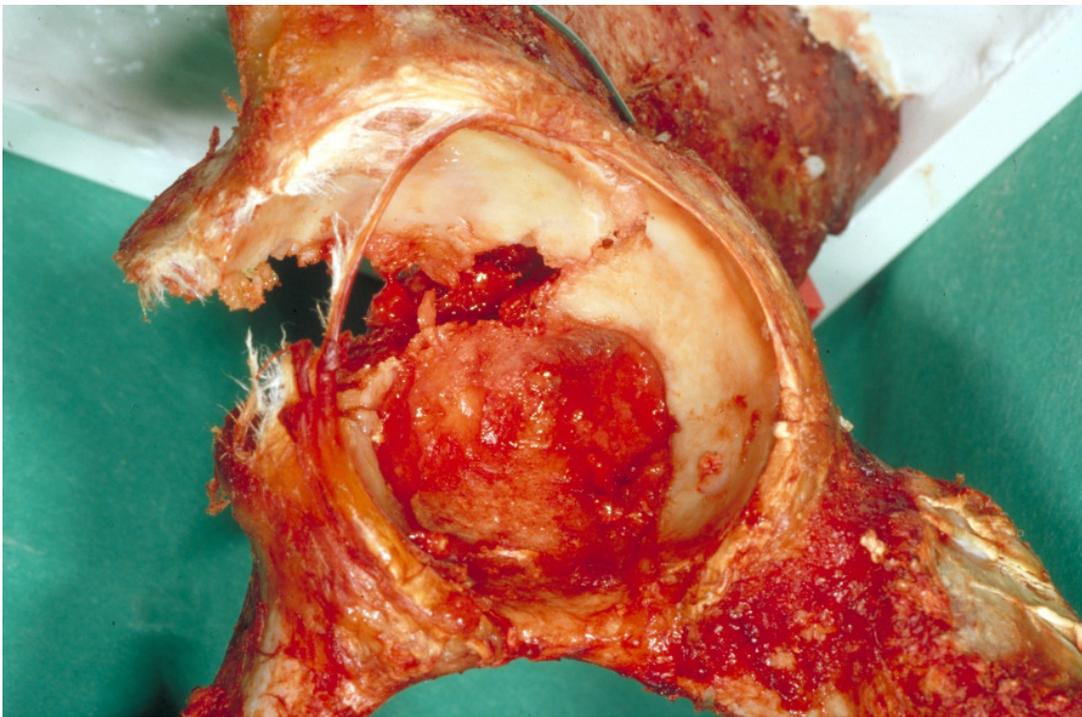


Quantitative Versuchsauswertung: Bereits im ersten Vorbelastungszyklus wird bei 100% KG eine Dislokation von -2,0 mm auf der X-Achse erreicht. Auf der Y-Achse wird ein Wert von 1,4 mm und auf der Z-Achse ein Wert von -2,4 mm erreicht. Vor dem Hauptbelastungszyklus werden die plastischen Verformungen als neuer Nullpunkt festgelegt. Bei etwa 120% Körpergewicht kommt es erneut zur Dislokation, so dass bei einer Belastung mit 150% KG auf der X-Achse die Dislokationsgrenze mit 2,0 mm erreicht wird, auf der Y-Achse wird sie überschritten (-2,4 mm) und auf der Z-Achse erreicht sie 0,6 mm.

Qualitative Versuchsauswertung: Durch vollständiges Abrutschen der Cerclage und Impression der Frakturfläche im dorsalen Bereich kommt es im Versuchsverlauf zu stärksten Dislokationen, der Versuch wird durch Erreichen des Abruchkriteriums beendet (s. Abb.: 5.11. und 5.12.)

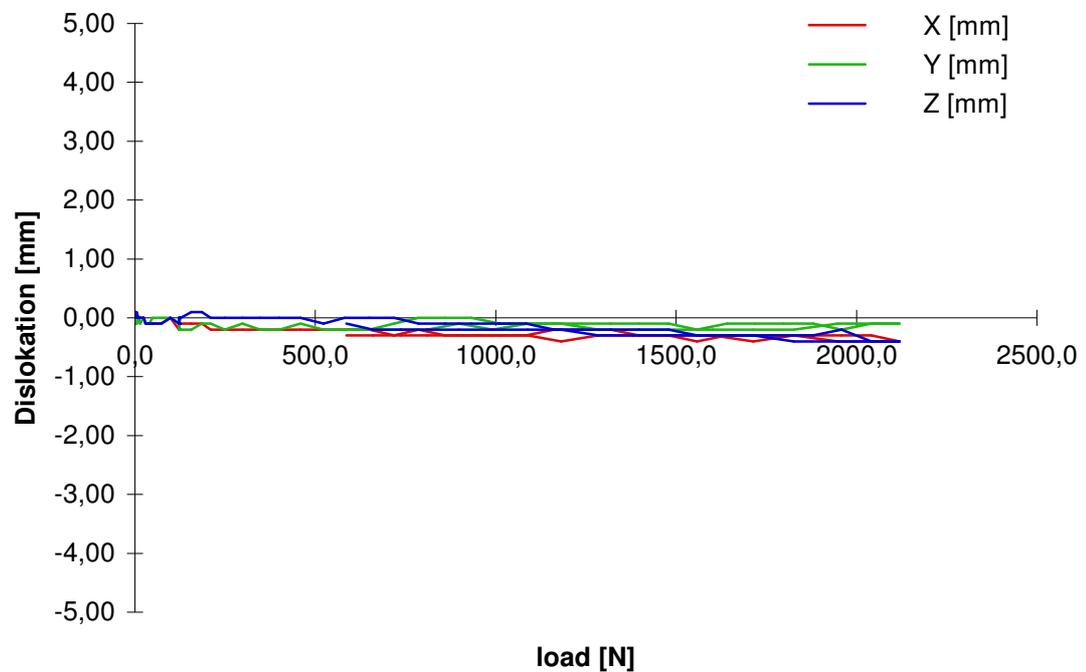


Abb. 5.11. und 5.12.:
Drahtcerclage nach Belastung
in 60° Beugstellung



5.1.10 Dall-Miles-Kabel, axiale Belastung

Abb. 5.13.: Last-Weg-Diagramm bei axialer Belastung im Hüftgelenk

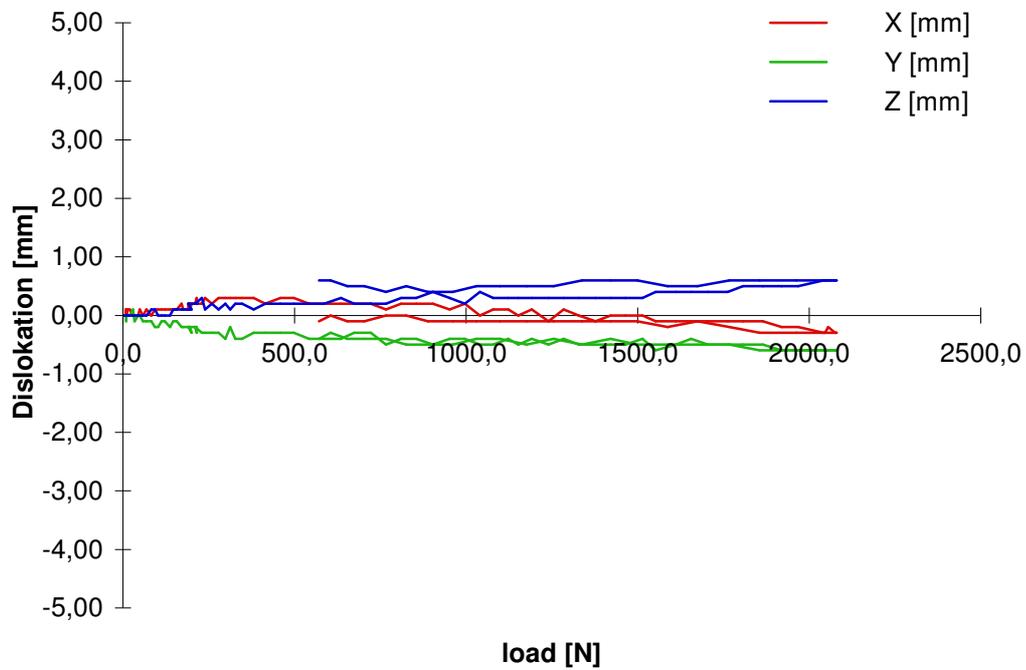


Quantitative Versuchsauswertung: Auf der X-Achse findet sich eine maximale Auslenkung von -0,4 mm, auf der Y-Achse von -0,1 mm und auf der Z-Achse von -0,4 mm.

Qualitative Versuchsauswertung: Bei der Vollbelastung mit 350% Körpergewicht sind makroskopisch keine Bewegungen sichtbar.

5.1.11 Dall-Miles-Kabel, 30° Belastung

Abb. 5.14.: Last-Weg-Diagramm bei 30° Beugung im Hüftgelenk

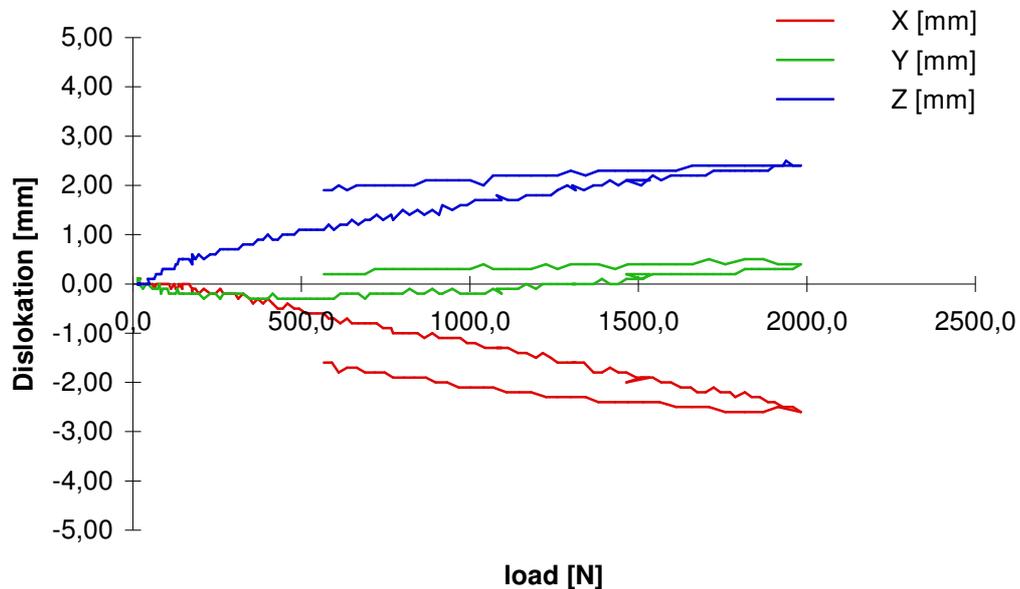


Quantitative Versuchsauswertung: Bei 30° Belastung im Hüftgelenk gibt das Messsystem bei Vollbelastung eine Dislokation von -0,3 mm auf der X-Achse, -0,6 mm auf der Y-Achse und 0,6 mm auf der Z-Achse an. Nach vollständiger Entlastung sind die angegebenen Dislokationen nicht mehr nachweisbar, d.h. es handelte sich um eine elastische Verformung.

Qualitative Versuchsauswertung: Bei Vollbelastung öffnet sich der Frakturspalt im Bereich der vorderen Wand um ca. 1 mm. Die Verformung ist elastisch.

5.1.12 Dall-Miles-Kabel, 60° Belastung

Abb. 5.15.: Last-Weg-Diagramm bei 60° Beugung im Hüftgelenk



Quantitative Versuchsauswertung: Die Vollbelastung mit 350% KG wird trotz starker Dislokation bis über die kritische Dislokationsgrenze hinaus erreicht, auf der X-Achse wird eine Dislokation von -2,6 mm, auf der Y-Achse von 0,4 mm und auf der Z-Achse von 2,4 mm gemessen. Die Verformung ist nur teilweise elastisch, d.h. nach vollständiger Entlastung liegt die Dislokation auf der X-Achse wieder unterhalb der kritischen Grenze von 2,0 mm.

Qualitative Versuchsauswertung: Das Öffnen des Frakturspaltes im Bereich der vorderen Wand des Azetabulums ist diesmal mit 5 mm deutlich größer und tritt schon im Vorbelastungszyklus bei 100% KG auf. In der weiteren Belastung disloziert das distale Fragment nach dorsal. Ventral entsteht eine Spaltbildung von 40 mm. In der quadrilateralen Fläche entsteht ein Spalt von 15 mm. Im Dach des Azetabulums entsteht eine Spaltbildung von mehr als 10 mm. Das Dall-Miles-Kabel hält der Zugbelastung stand, das Führungsloch bricht in die Kortikalis ein.

5.2 Osteosyntheseversagen

In vier Versuchen wurden die jeweiligen Beckenpräparate im Rahmen der Versuchsdurchführung durch eine Frakturverlängerung so beschädigt, dass sie für weitere Versuche nicht mehr verwendet wurden (Tab. 5.1).

Erweiterung der Fraktur	axial	30°	60°
Standardosteosynthese	/	/	/
Zugschraubenosteosynthese	/	1	1
1,5 mm-Cerclagendraht	/	1	/
2,0 mm-Drahtseil	/	/	1

Tab. 5.1.: Anzahl der im Versuchsablauf beschädigten Präparate in Bezug auf den Winkel der Krafteinleitung

Bei der Zugschraubenosteosynthese kam es bei einer Krafteinleitung von 260% des Körpergewichts in 30° Beugstellung zur Erweiterung der Fraktur im Sinne einer Zweipfeilerfraktur, dabei reichte die neue Frakturlinie von der Querfraktur über das Schraubenloch der Zugschraube im vorderen Pfeiler bis in die Darmbeinschaukel.

Bei einer weiteren Zugschraubenosteosynthese kam es bei einer Krafteinleitung von 320% des Körpergewichts in 60° Beugstellung zur Erweiterung der Fraktur im Sinne einer Zweipfeilerfraktur, dabei reichte die neue Frakturlinie von der Querfraktur über das Schraubenloch der Zugschraube im vorderen Pfeiler bis in die Darmbeinschaukel.

Bei der Osteosynthese mit 1,5 mm-Cerclagendraht kam es bei einer Krafteinleitung von 310% des Körpergewichts in 30° Beugstellung zur Fraktur der hinteren Wand. Zuvor war unter Abrutschen der Drahtcerclage bereits bei 200% KG die kritische Dislokation von 2,0 mm auf der Y-Achse erreicht worden.

Bei der Osteosynthese mit 2,0 mm-Drahtseil (Dall Miles) kam es bei einer Krafteinleitung von 25% des Körpergewichts in 60° Beugstellung zum Abrutschen des distalen Fragments mit mehreren großen Aussprengungen der Kortikalis im Frakturverlauf. Bei der Standardosteosynthese kam es in keinem der durchgeführten Versuche zur Erweiterung der Fraktur.

Es konnten somit 66 Versuchsdurchführungen in die Auswertung einbezogen werden (Tab. 5.2).

Winkel der Krafteinleitung	axial	30°	60°
Standardosteosynthese	5	5	5
Zugschraubenosteosynthese	6	6	4
Drahtcerclage	6	6	5
Dall-Miles-Kabel	6	6	6

Tab. 5.2.: Anzahl der getesteten Präparate in Bezug auf den Winkel der Krafteinleitung

5.2.1 Totalversagen

Bei den 66 Versuchsdurchläufen kam es in 22 Fällen zum Totalversagen, viermal davon unter Zerstörung des Beckenpräparates durch Erweiterung der Fraktur.

Totalversagen	axial	30°	60°
Standardosteosynthese	/	/	4
Zugschraubenosteosynthese	/	2	4
Drahtcerclage	/	2	4
Dall-Miles-Kabel	/	1	5

Tab. 5.3.: Totalversagen der Osteosynthese in Bezug auf den Winkel der Krafteinleitung

Bei 60° gebeugtem Hüftgelenk kam es in 17 von 21 Versuchsdurchläufen zum Totalversagen, nur bei einem Beckenpräparat erreichten alle getesteten Osteosynthesen die volle Belastung.

Bei 30° gebeugtem Hüftgelenk kam es in 5 von 23 Versuchsdurchläufen zum Totalversagen. Je zweimal versagte die Zugschraubenosteosynthese und die Drahtcerclage. Beim Dall-Miles-Kabel kam es in einem Fall zum Totalversagen.

Bei axialer Krafteinleitung kam es in keinem Fall zum Totalversagen.

5.2.2 Erreichen der kritischen Dislokationsgrenze

In 44 von 66 Versuchsdurchläufen hielten die getesteten Osteosynthesen der vollen Belastung mit 350% KG stand. In den anderen 22 Versuchsdurchläufen wurde ein Totalversagen erreicht.

In 41 der 44 voll belasteten Versuchsdurchläufen wurde die kritische Dislokationsgrenze nicht erreicht. Bei den anderen drei Versuchsdurchläufen kam es bei einer Belastung von 300% KG (290% bis 315% KG) zum Erreichen der kritischen Dislokationsgrenze auf der X-Achse.

5.2.3 Axiale Belastung

Bei den 22 Versuchsdurchläufen mit axialer Belastung wurde bei keiner Osteosynthese eine kritische Dislokationsgrenze erreicht.

5.2.4 Belastung des 30° gebeugtes Hüftgelenks

Bei 17 von 23 Versuchsdurchläufen bei 30° gebeugtem Hüftgelenk hielten die Osteosynthesen der vollen Belastung mit 350% KG stand. In einem Fall (Standardosteosynthese) wurde bei 290% KG die kritische Dislokationsgrenze erreicht. In 5 Fällen entstand ein Totalversagen des Versuchsaufbaus (s. Tab. 5.4).

30° Beugung	Phase 1	Phase 2	Phase 3	Phase 4
Standardosteosynthese	4	1	/	/
Zugschraubenosteosynthese	4	/	1	1
Drahtcerclage	4	/	1	1
Dall-Miles-Kabel	5	/	1	/

Tab. 5.4.: Häufigkeit der im Versuchsablauf durchlaufenen Dislokationsphasen bei 30° gebeugter Hüfte

5.2.4.1 *Belastung des 60° gebeugtes Hüftgelenks*

Insgesamt wurden 21 Versuchsdurchläufe durchgeführt.

Bei zwei Versuchsdurchläufen hielten die Osteosynthesen der vollen Belastung ohne Erreichen der kritischen Dislokationsgrenze stand (Standardosteosynthese (1), Zugschraubenosteosynthese (1)). Bei zwei weiteren Versuchsdurchläufen mit vollständiger Belastung wurde die kritische Dislokationsgrenze erreicht (Drahtcerclage (1), Dall-Miles-Kabel (1)).

Bei den verbliebenen 17 Versuchsdurchläufen kam es vor Erreichen der Vollbelastung zum Totalversagen.

60° Beugung	Phase 1	Phase 2	Phase 3	Phase 4
Standardosteosynthese	1	/	4	/
Zugschraubenosteosynthese	1	/	3	1
Drahtcerclage	/	1	4	/
Dall-Miles-Kabel	/	1	4	1

Tab. 5.5.: Häufigkeit der im Versuchsablauf durchlaufenen Dislokationsphasen bei 60° gebeugter Hüfte

Die Standardosteosynthese versagte viermal bei einer Krafteinleitung von 113%, 136%, 186% und 281% KG.

Die Zugschraubenosteosynthese versagte dreimal bei 55%, 165% und 167% KG, einmal kam es bei 321% KG zur Erweiterung der Fraktur.

Die Osteosynthese mit dem Cerclagendraht versagte viermal bei 20%, 26%, 61% und 314% KG.

Die Osteosynthese mit Dall-Miles-Kabel versagte viermal bei 75%, 136%, 255% und 300% KG, einmal kam es bei 26% KG zur Erweiterung der Fraktur.

5.3 Winkel der Krafteinleitung

5.3.1 Axial belastetes Hüftgelenk

Bei der axialen Belastung wurden die definierten Abbruchkriterien auch bei maximaler Belastung mit 350% Körpergewicht nicht erreicht. Damit gingen alle Versuchsdurchläufe in die Auswertung ein. Für die Standardosteosynthese und die Dall-Miles-Kabel konnten fünf Versuchsdurchläufe, für die Zugschraubenosteosynthese sowie die Drahtcerclage je sechs Versuchsdurchläufe ausgewertet werden.

Zur grafischen Darstellung wurden die Mittelwerte der Dislokation in Bezug auf das Körpergewicht analysiert. Hierbei konnte festgestellt werden, dass die mittlere Dislokation der Standardosteosynthese mit 0,5 mm am höchsten ist.

Die Zunahme der Dislokation in Bezug auf die Belastung ist bei allen Osteosynthesearten proportional.

5.3.1.1 Standardosteosynthese

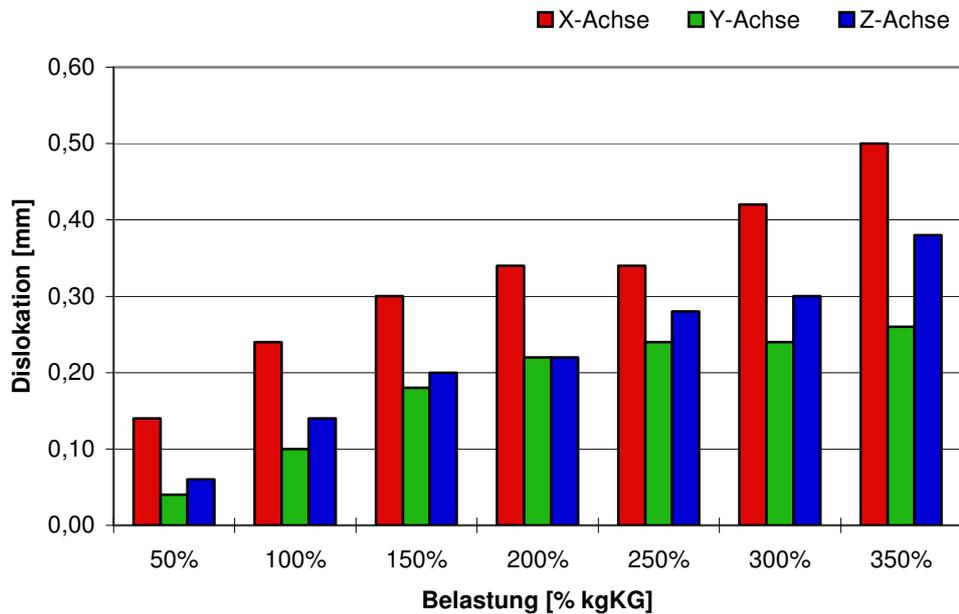


Abb. 5.16.: Mittelwerte der Dislokation bei axialer Belastung, Standardosteosynthese

Bei axialer Belastung wird bei keinem Versuchsdurchlauf die kritische Dislokationsgrenze erreicht. In den drei Achsen zeigt sich eine durchschnittliche Dislokation von 0,5 mm in der X-Achse (0,1 - 1,0 mm), 0,3 mm auf der Y-Achse (0 - 0,6 mm) und 0,4 mm auf der Z-Achse (0,3 - 0,6 mm).

5.3.1.2 Zugschraubenosteosynthese

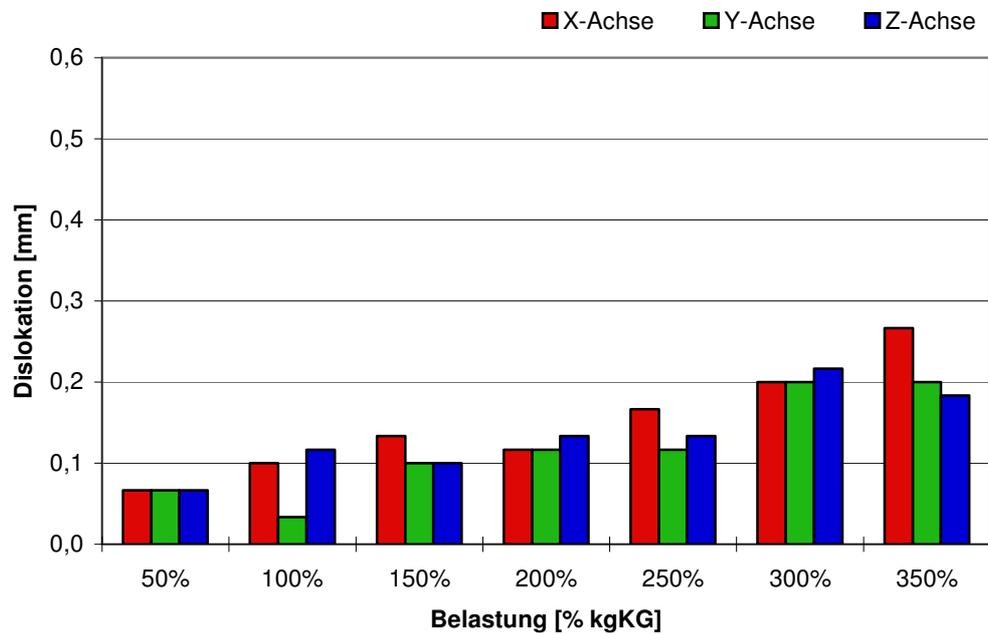


Abb. 5.17.: Mittelwerte der Dislokation bei axialer Belastung, Zugschraubenosteosynthese

Bei axialer Belastung wird bei keinem Versuchsdurchlauf die kritische Dislokationsgrenze erreicht. In den Translationsachsen zeigt sich bei einer Belastung von 350% KG eine durchschnittliche Dislokation von 0,3 mm auf der X-Achse (0,1 - 0,5 mm), 0,2 mm auf der Y-Achse (0 - 0,4 mm) und 0,2 mm auf der Z-Achse (0 - 0,4 mm).

5.3.1.3 Drahtcerclage

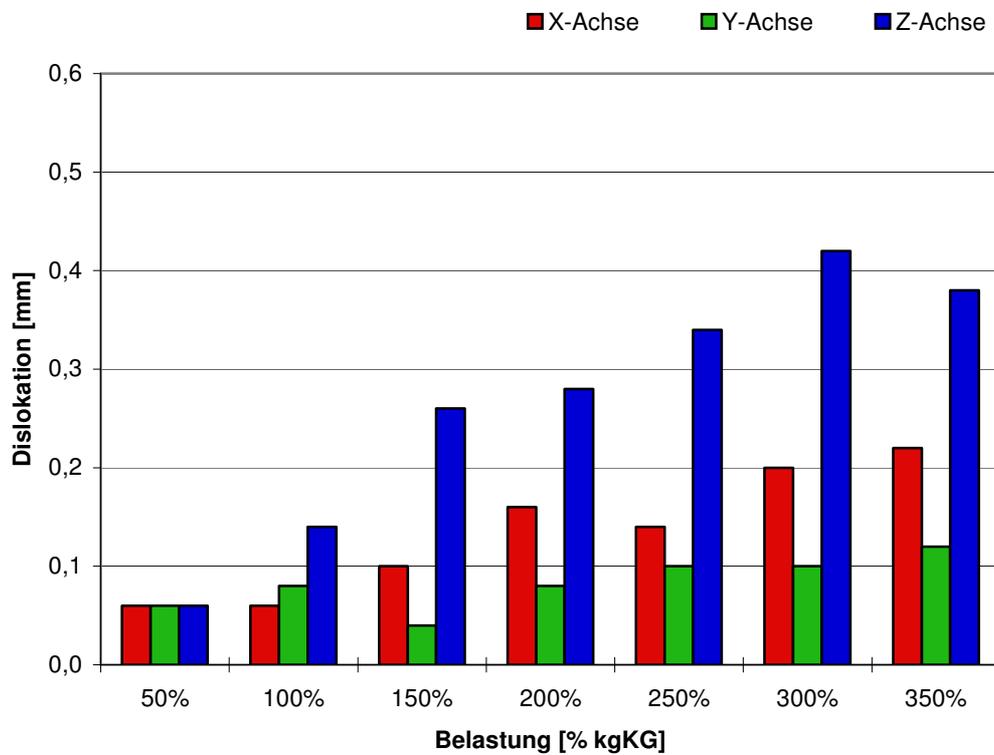


Abb. 5.18.: Mittelwerte der Dislokation bei axialer Belastung, Drahtcerclage.

Bei axialer Belastung wird bei keinem Versuchsdurchlauf die kritische Dislokationsgrenze erreicht. In den drei Achsen zeigt sich eine durchschnittliche Dislokation von 0,2 mm auf der X-Achse (0,1 - 0,3 mm), 0,1 mm auf der Y-Achse (0 - 0,5 mm) und 0,4 mm auf der Z-Achse (0,0 mm; 1,0 mm).

5.3.1.4 Dall-Miles-Kabel

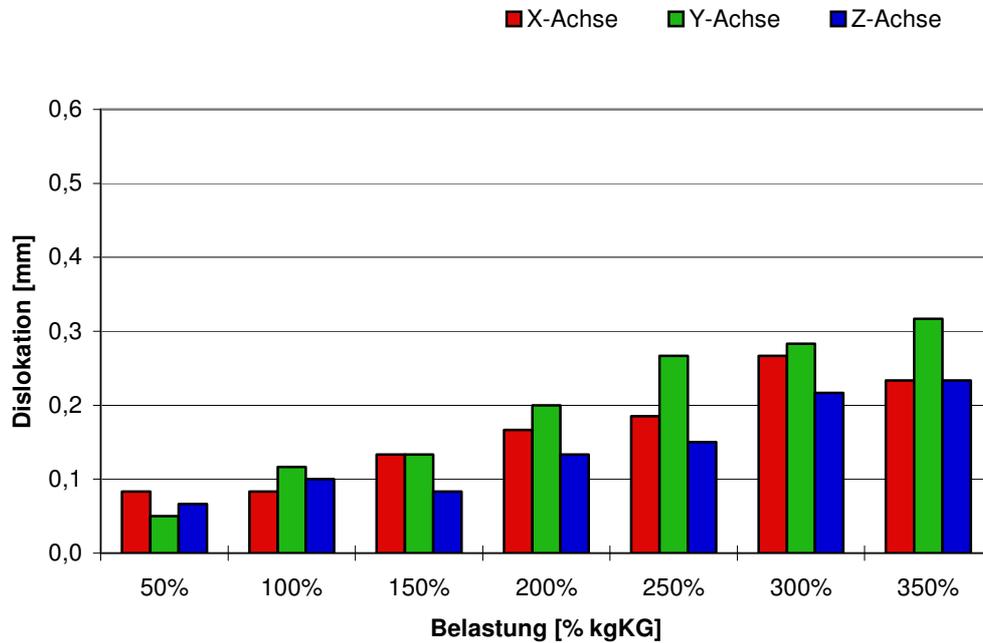


Abb. 5.19.: Mittelwerte der Dislokation bei axialer Belastung, Dall-Miles-Kabel

Bei axialer Belastung wird bei keinem Versuchsdurchlauf die kritische Dislokationsgrenze erreicht. In den drei Translationsachsen zeigt sich eine durchschnittliche Dislokation von 0,2 mm auf der X-Achse (0 - 0,5 mm), 0,3 mm auf der Y-Achse (0,2 - 0,7 mm) und 0,2 mm auf der Z-Achse (0,1 - 0,4 mm).

5.3.2 30° gebeugtes Hüftgelenk

Bei der Belastung im 30° gebeugtem Hüftgelenk konnte in den Versuchsdurchläufen nur die Standardosteosynthese komplett bis zur Vollbelastung ausgewertet werden. Hierbei wurde die kritische Dislokationsgrenze nur bei einem Präparat bei einer Belastung von 290% KG erreicht. Bei der Zugschraubenosteosynthese und dem Dall-Miles-Kabel konnten fünf von sechs Durchläufen und bei der Drahtcerclage vier von sechs Durchläufen bis zur Vollbelastung in die Versuchsauswertung einbezogen werden. Bei der Draht-Cerclage kam es dabei zweimal bei 140% KG bzw. 200% KG zum Überschreiten der kritischen Dislokationsgrenze.

Bis zu einer Belastung von 150% KG wurden alle Versuchsdurchläufe in die Auswertung einbezogen, bei höherer Belastung kommt es schrittweise zum Versagen der Osteosynthesen.

5.3.2.1 Standardosteosynthese

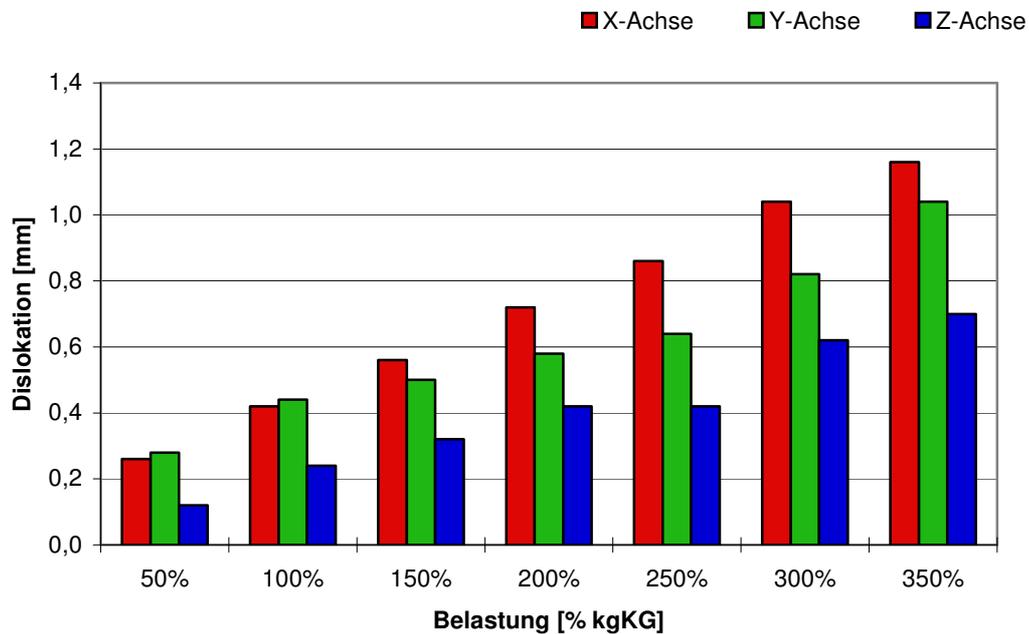


Abb. 5.20.: Mittelwerte der Dislokation bei 30° Beugung im Hüftgelenk, Standardosteosynthese

Bei Belastung wird bei keinem Versuchsdurchlauf die kritische Dislokationsgrenze erreicht. In allen drei Achsen zeigt sich ein gleichmäßiger Anstieg der Dislokation.

Die Dislokation auf der X-Achse mit 350% KG Belastung beträgt im Mittel 1,2 mm (0,1 - 2,7 mm), bei 300% KG wird in einem Versuchsdurchlauf die kritische Dislokationsgrenze überschritten.

Auf der Y-Achse beträgt die mittlere Dislokation 1,0 mm (0 - 2,5 mm), bei 300% KG wird ebenfalls in einem Fall die kritische Grenze erreicht.

Auf der Z-Achse wird in keinem Versuchsdurchlauf die kritische Grenze erreicht, die Dislokation beträgt im Mittel 0,7 mm (0,1 - 1,7 mm).

5.3.2.2 Zugschraubenosteosynthese

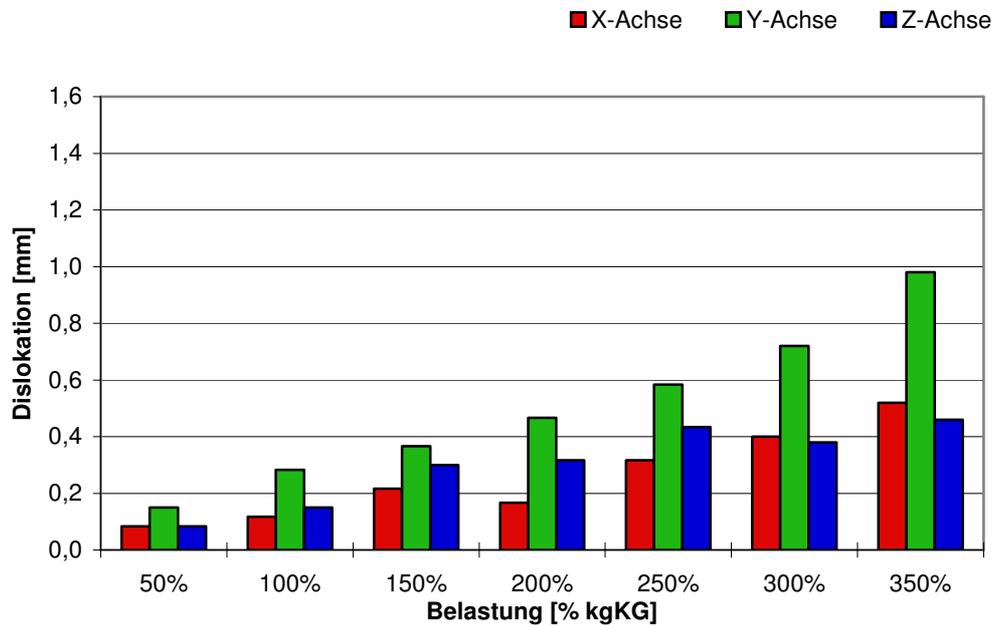


Abb. 5.21.: Mittelwerte der Dislokation bei 30° Beugung im Hüftgelenk, Zugschraubenosteosynthese

Bei der Zugschraubenosteosynthese wird die Dislokationsgrenze in zwei Fällen auf der Y-Achse bei 350% KG erreicht.

Die Mittelwerte erreichen auf der X-Achse 0,5 mm (0 - 1,4 mm), auf der Y-Achse 1,0 mm (0,1 - 2,3 mm) und auf der Z-Achse 0,5 mm (0 - 1,6 mm) Dislokation.

In einem Versuchsdurchlauf wird bei 260% KG Belastung ein Abbruchkriterium erreicht.

5.3.2.3 Drahtcerclage

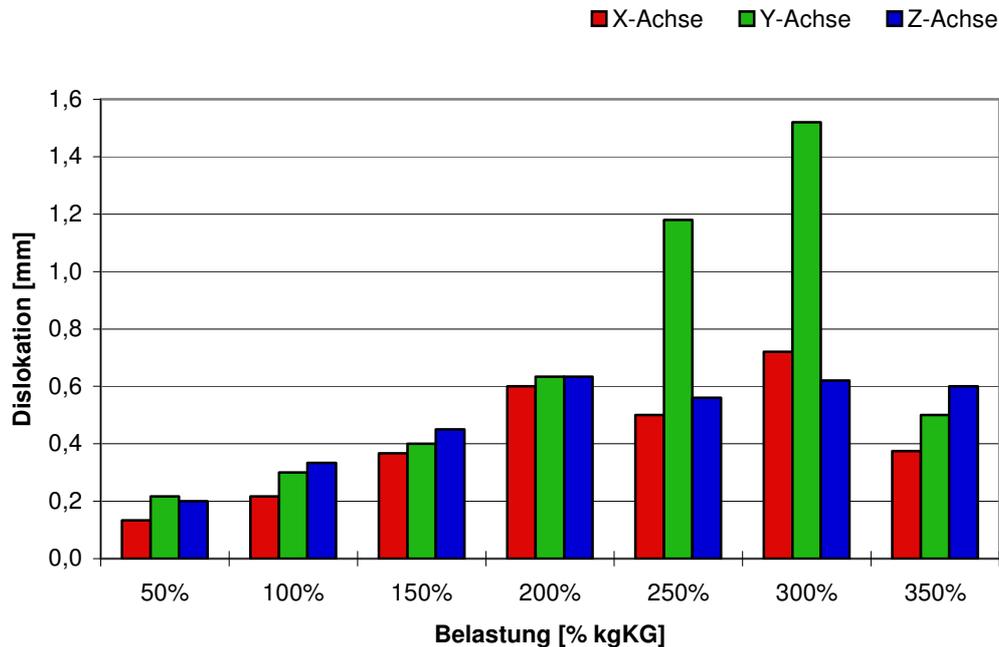


Abb. 5.22.: Mittelwerte der Dislokation bei 30° Beugung im Hüftgelenk, Drahtcerclage. Wegen Präparaterstörung fallen zwei Versuchsdurchläufe ab einer Belastung mit 250 und 300%KG aus der Auswertung heraus.

Bei der Drahtcerclage wird bei einer 30° Beugung im Hüftgelenk nur in vier von sechs Fällen die Vollbelastung mit 350% KG erreicht. In einem Fall rutscht bei einer Belastung mit 140% KG die Drahtcerclage ab, damit lockert sich das distale Fragment. Bei 200% KG wird in einem zweiten Fall die kritische Dislokationsgrenze auf der Y-Achse erreicht, im gleichen Versuchsdurchlauf wird das Präparat bei 300% KG durch Erweiterung der Fraktur zerstört.

Bei vier Versuchsdurchläufen mit Erreichen der Vollbelastung wird die kritische Dislokationsgrenze in keiner Achse erreicht. Die Mittelwerte erreichen dabei auf der X-Achse 0,4 mm (0,1 - 0,6 mm), auf der Y-Achse 0,5 mm (0,2 - 1,2 mm) und auf der Z-Achse 0,6 mm (0 - 1,6 mm) Dislokation.

5.3.2.4 Dall-Miles-Kabel

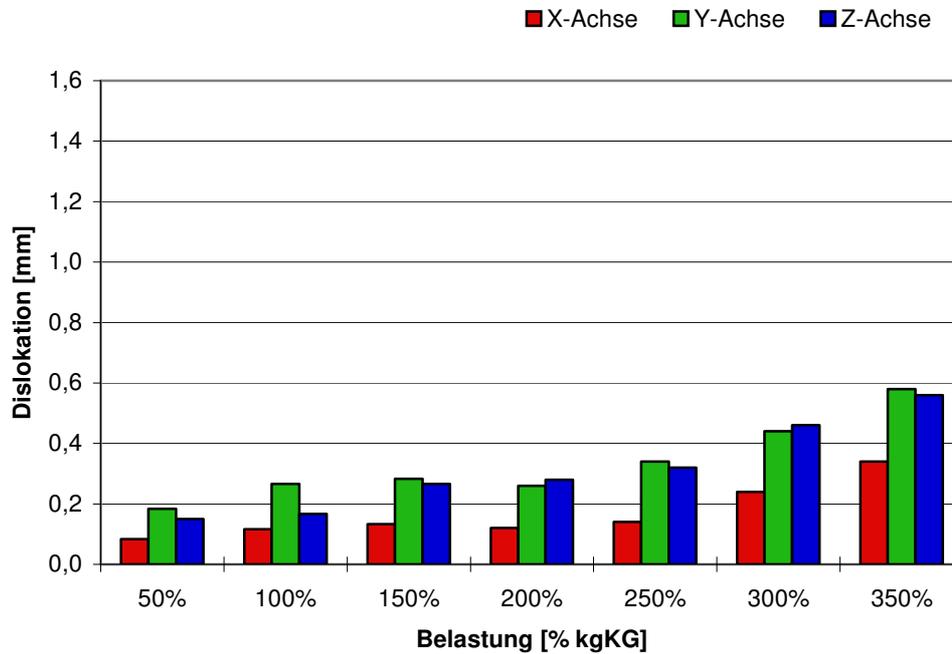


Abb. 5.23.: Mittelwerte der Dislokation bei 30° Beugung im Hüftgelenk, Dall-Miles-Kabel

Bei der Osteosynthese mit Dall-Miles-Kabel wird bei 30° Beugung im Hüftgelenk in fünf von sechs Versuchsdurchläufen die Vollbelastung erzielt. Bei 150% KG kommt es in einem Fall zum Totalversagen der Osteosynthese durch Abrutschen der Cerclage.

Bei der Analyse der Mittelwerte bei 350% KG wird auf der X-Achse eine Dislokation von 0,3 mm (0,1 - 0,6 mm), auf der Y-Achse von 0,6 mm (0,1 - 1,4 mm) und auf der Z-Achse von 0,6 mm (0,1 - 1,4 mm) erreicht.

5.3.3 60° gebeugtes Hüftgelenk

Bei der Belastung im 60° gebeugten Hüftgelenk wurden die definierten Grenzwerte zum Teil bei einer Belastung von 50% KG erreicht.

Bei der Standardosteosynthese kam es bei 150% KG in einem Fall, bei 200% KG in zwei Fällen und bei 300% KG in einem Fall zum Totalversagen (Mittel 179% KG). Somit konnte nur ein Versuchsdurchlauf bis zur Vollbelastung ausgewertet werden.

Bei der Zugschraubenosteosynthese kam es in einem Fall bei 200% KG, bei drei Fällen bei 300% KG zum Totalversagen (Mittel 177% KG). Damit konnte ebenfalls nur ein Versuchsdurchlauf mit Vollbelastung ausgewertet werden.

Bei der Drahtcerclage kam es in einem Fall schon im Rahmen der Vorbelastungszyklen, in zwei weiteren Fällen bei 100% und 150% KG zum Versagen (Mittel 105% KG). In zwei weiteren Fällen kam es bei 300% KG zum Totalversagen, so dass nur ein Versuchsdurchlauf bis zu Vollbelastung ausgewertet werden konnte.

Ebenso kam es bei Verwendung des Dall-Miles-Kabels in einem Fall schon bei den Vorbelastungszyklen zum Totalversagen. Bei 100% KG kam es in zwei weiteren Fällen und bei 300% Kg in einem Fall zum Versagen (Mittel 158% KG), so dass auch hier nur ein Versuchsdurchlauf bis zu Vollbelastung ausgewertet werden konnte.

Belastung in % KG	50	100	150	200	250	300	350
Standardosteosynthese	5	5	4	2	2	1	1
Zugschraubenosteos.	5	5	5	4	4	4	1
Drahtcerclage	5	4	3	3	3	1	1
Dall-Miles-Kabel	4	2	2	2	2	2	1

Tab. 5.6.: Anzahl der ausgewerteten Präparate bei Belastung im 60° gebeugten Hüftgelenk

5.3.3.1 Standardosteosynthese

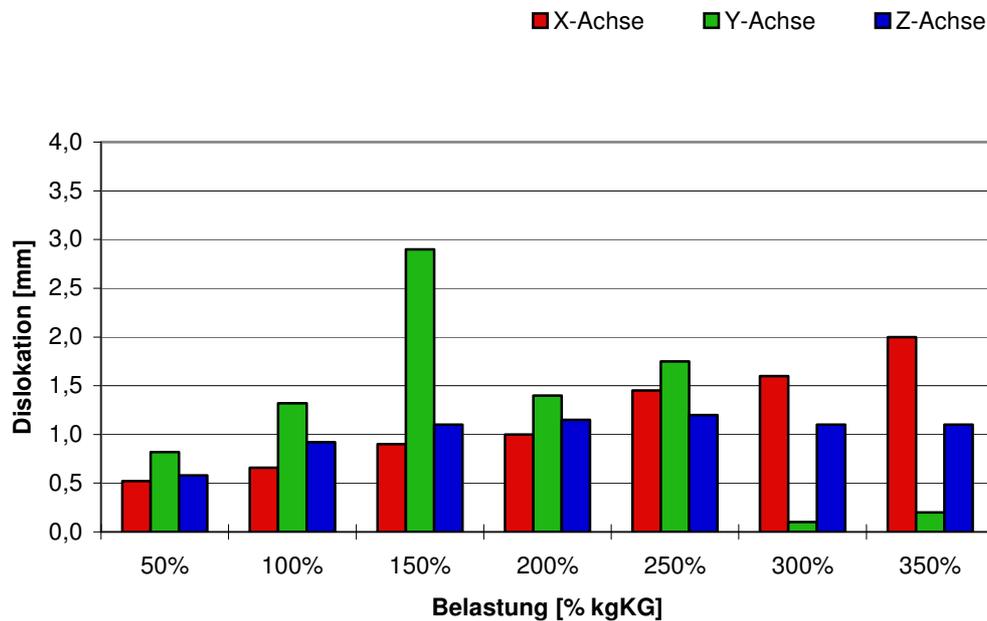


Abb. 5.24.: Mittelwerte der Dislokation bei 60° Beugung im Hüftgelenk bei Standardosteosynthese

Bei Kräfteinleitung im 60° gebeugten Hüftgelenk zeigt sich in allen drei Achsen ein gleichmäßiger Anstieg der Dislokation bis zu einer Belastung von 150% KG, danach versagen die Osteosynthesen vermehrt.

Bei einer Belastungshöhe von 100% KG wird die kritische Dislokationsgrenze auf der Y-Achse in zwei Fällen, auf der X-Achse in einem Fall erreicht. Bei einer Belastungshöhe von 150% KG wird die maximale Dislokation mit 8,7 mm auf der Y-Achse erreicht, in diesem Fall wird eine Belastung von 200% KG nicht mehr erreicht. Ab 200% KG können nur noch zwei Präparate in die Auswertung eingehen.

Die Analyse der Mittelwerte bei 150% KG ergibt auf der X-Achse eine Dislokation von 0,9 mm (0,4 - 1,6 mm), auf der Y-Achse 2,9 mm (0,3 - 7,1 mm) und auf der Z-Achse 1,1 mm (0,5 - 1,7 mm).

5.3.3.2 Zugschraubenosteosynthese

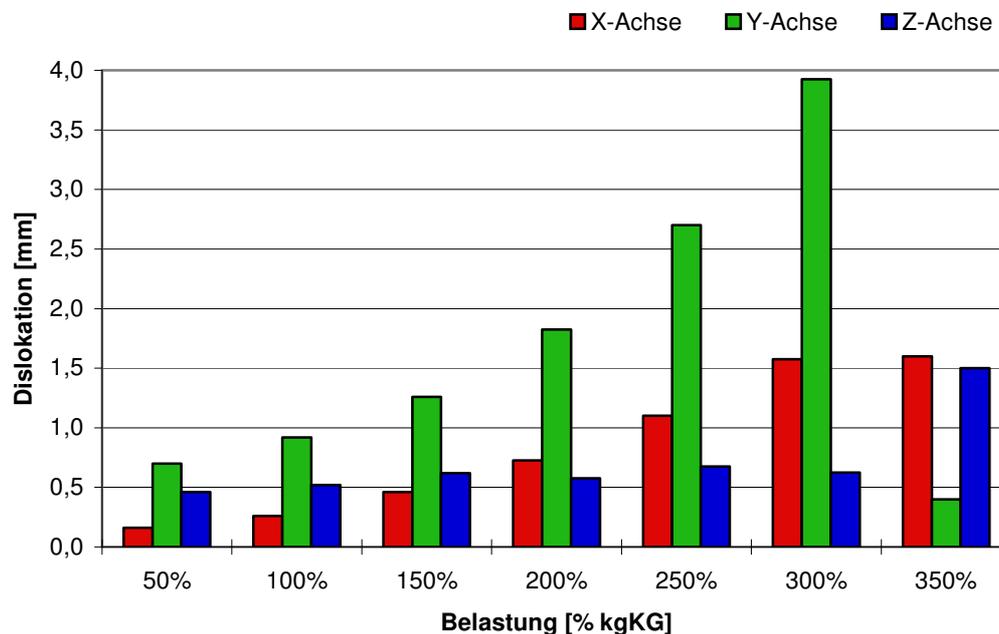


Abb. 5.25.: Mittelwerte der Dislokation bei 60° Beugung im Hüftgelenk bei Zugschraubenosteosynthese

Bei der Belastung im 60° gebeugten Hüftgelenk gehen fünf Versuchsdurchläufe bis zu einer Belastung von 150 %KG in die Versuchsauswertung ein.

Die kritische Dislokationsgrenze wird in einem Versuchsdurchlauf schon bei 50% KG auf der Y-Achse erreicht. Beim gleichen Versuchsdurchlauf wird bei 250% KG der Dislokationsgrenzwert auch auf der X-Achse erreicht.

Die Analyse der Mittelwerte bei 150% KG ergibt auf der X-Achse eine Dislokation von 0,5 mm (0,1 - 1,0 mm), auf der Y-Achse 1,3 mm (0,2 - 3,9 mm) und auf der Z-Achse 0,6 mm (0,3 - 1,0 mm).

5.3.3.3 Drahtcerclage

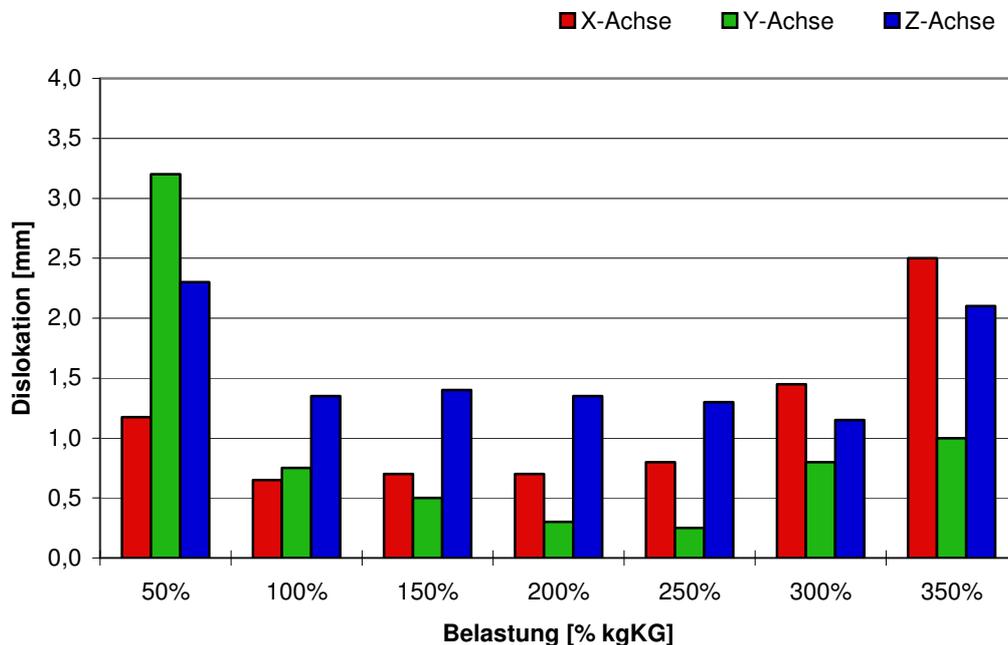


Abb. 5.26.: Mittelwerte der Dislokation bei 60° Beugung im Hüftgelenk bei Drahtcerclage

Bei Belastung im 60° gebeugten Hüftgelenk können vier Versuchsdurchläufe bis zu einer Belastung von 50% KG ausgewertet werden, bei diesen erreichen nur zwei Versuchsdurchläufe eine Belastung mit 100% KG. Bei zwei weiteren Versuchsdurchläufen versagen die Drahtcerclagen bei 50% KG schon in den Vorbelastungszyklen.

Die kritischen Dislokationsgrenzen werden bei den zwei verbleibenden Präparaten bei 250% KG auf der Y- und bei 300% KG der X-Achse erreicht. Im auswertbaren Bereich bis 50% KG erreichen die Mittelwerte auf der X-Achse 1,2 mm (0 - 2,3 mm), auf der Y-Achse 3,2 mm (0,4 - 8,1 mm) und auf der Z-Achse 2,3 mm (0,3 - 6,4 mm).

5.3.3.4 Dall-Miles-Kabel

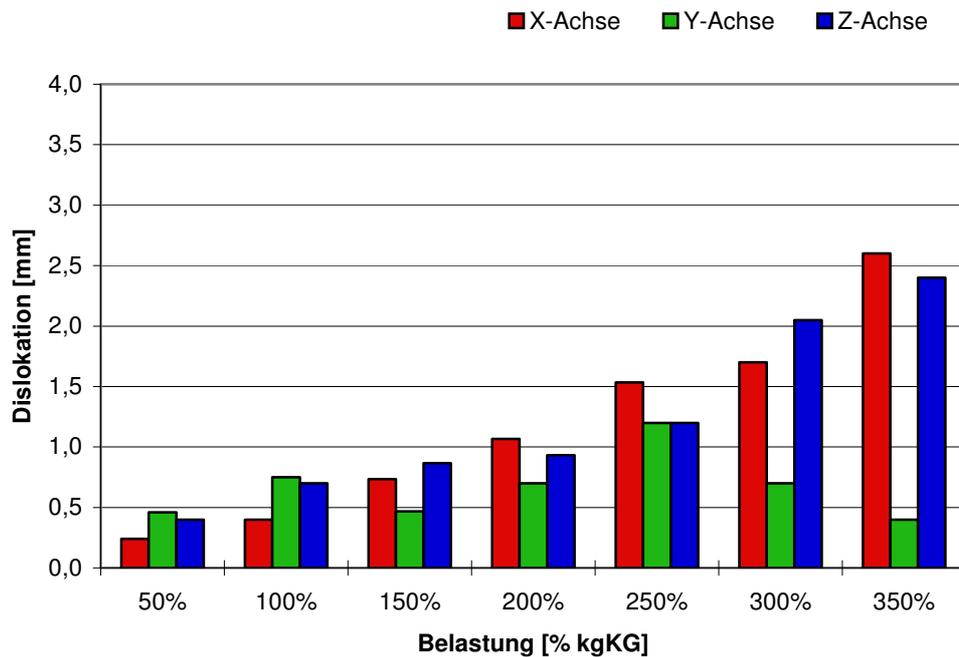


Abb. 5.27.: Mittelwerte der Dislokation bei 60° Beugung im Hüftgelenk bei Dall Miles Kabel

Mit einer Belastung im 60° gebeugten Hüftgelenk wird bei einem Versuchsdurchlauf die Vollbelastung erreicht, die kritischen Dislokationsgrenzen werden in diesem Versuchsdurchlauf nur auf der X-Achse bei 300% KG mit 2,2 mm überschritten.

In der Auswertung der Mittelwerte bei 50% KG wird in keinem Versuchsdurchlauf die kritische Dislokationsgrenze erreicht. Bei 100% KG wird die Dislokationsgrenze in einem Versuchsdurchlauf auf der Y-Achse, bei 250% KG bei einem weiteren Versuchsdurchlauf auf der X- und der Y-Achse erreicht.

Bei der Analyse der Mittelwerte bei 150% KG wird auf der X-Achse 0,7 mm (0,3 - 1,0 mm), auf der Y-Achse 0,5 mm (0,3 - 0,9 mm) und auf der Z-Achse 0,9 mm (0,5 - 1,5 mm) erreicht.

5.3.3.5 Vergleich bei 150% KG

Zur besseren Übersicht werden die vier getesteten Osteosynthesen mit einer Belastung von 50 - 150% KG im 60° gebeugten Hüftgelenk gegenübergestellt. In dieser Grafik werden sämtliche Versuchsdurchläufe dargestellt.

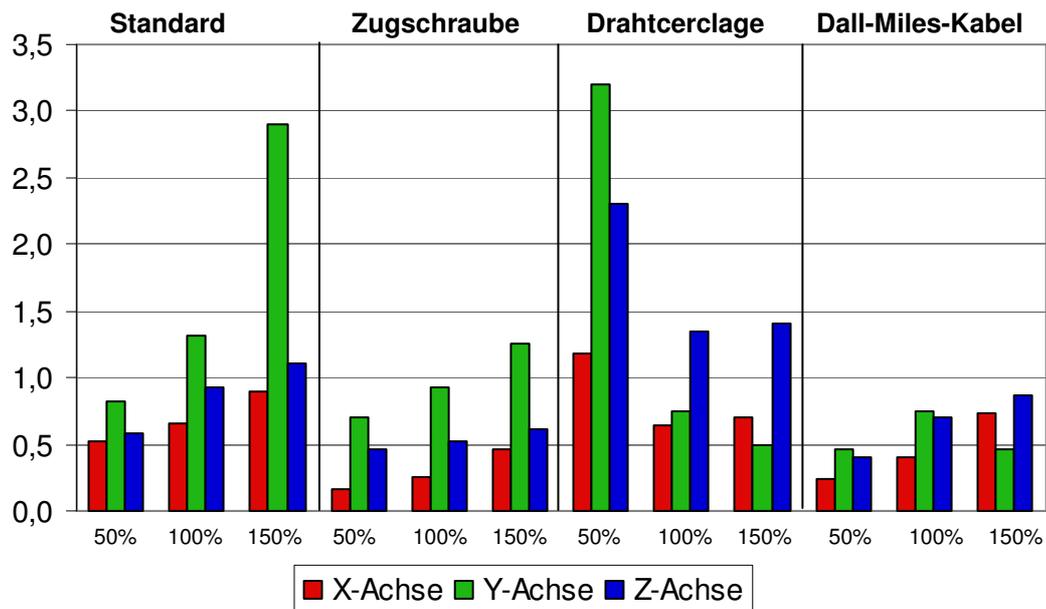


Abb. 5.28.: Vergleich aller Versuchsdurchläufe bei 150 % KG Belastung

In der nachfolgenden Grafik werden nun die Versuchsdurchläufe abgebildet, die bis 150% KG belastet werden konnten. Die Versuchsdurchläufe, die wegen Totalversagens der Osteosynthese die Belastung bis 150% KG nicht erreichten, gehen für diese Gegenüberstellung nicht in die Auswertung ein. In die Messungen gehen bei der Standardosteosynthese 4 von 5, bei der Zugschraubenosteosynthese alle 5, bei der Drahtcerclage 2 von 4 und bei dem Dall-Miles-Kabel 3 von 5 Versuchsdurchläufen ein.

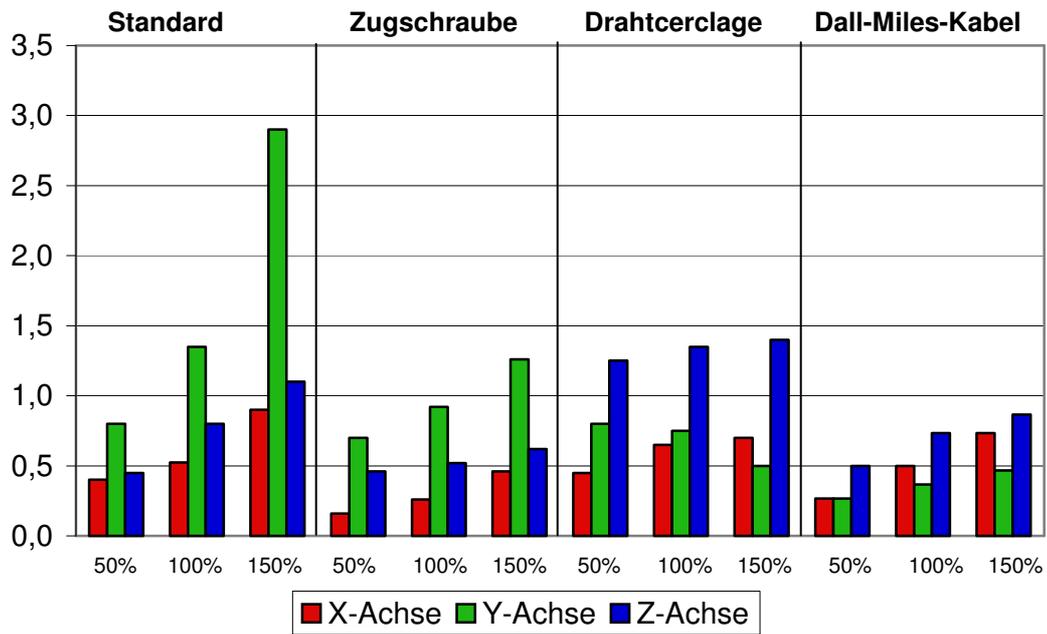


Abb. 5.29.: Vergleich der Versuchsdurchläufe, die bis 150 % KG belastet werden konnten

Es findet sich ein gleichmäßiger Anstieg der Dislokation bis 150% KG. Dabei wird nur für die Standardosteosynthese bei 150% KG die kritische Dislokationsgrenze überschritten. Die anderen Osteosynthesen erreichen auf keiner der Translationsachsen die kritische Dislokationsgrenze.

5.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Kurven der Belastungszyklen der vier Osteosynthesen zeigen einen typischen Verlauf in vier Phasen. Nach einem Setzeffekt in den Vorbelastungszyklen (100% KG), verhält sich die Osteosynthese im Vollbelastungszyklus mit 350% KG elastisch, solange die Belastungsgrenze der Osteosynthese nicht erreicht wird (Phase 1).

Sobald die individuelle Belastungsgrenze jedoch überschritten ist, beginnt die Phase der plastischen Verformung (Phase 2). Am Ende der plastischen Osteosyntheseverformung steht das Totalversagen (Phase 3, z.B. durch Schraubenausriss, Cerclagenabrutschen). Bei Auftreten zusätzlicher Frakturen im Bereich der Fragmentkanten ist das Präparat zerstört (Phase 4).

5.4.1 Phase 1 (Unterhalb der kritischen Dislokationsgrenze)

In 41 von 66 Fällen (62%) der insgesamt getesteten Osteosynthesen kommt es ausschließlich zu einer elastischen Verformung (ausschließlich Phase 1 durchlaufen).

Bei der axialen Belastung (22 Versuchsdurchläufe) kommt es in allen Fällen, bei Kraftereinleitung mit 30° gebeugtem Hüftgelenk in 17 von 23 Fällen und bei Kraftereinleitung mit 60° gebeugtem Hüftgelenk nur in 2 von 21 Fällen zum Unterschreiten der kritischen Dislokationsgrenze.

Bei 60° Hüftbeugung bleiben nur zwei Fälle in der Phase 1. Hierbei handelt es sich in einem Fall um eine Standardosteosynthese, die bei einer Vollbelastung eine Dislokation auf der X – Achse von genau 2 mm aufzeigte. Bei dem gleichen Präparat wurde bei Vollbelastung mit den Zugschrauben eine Dislokation von 1,6 mm auf der X-Achse gemessen.

5.4.2 Phase 2 (Überschreiten der kritischen Dislokationsgrenze)

In den 66 insgesamt durchgeführten Belastungszyklen wurde bei 25 Fällen (38%) die kritische Dislokationsgrenze überschritten, von diesen gingen sofort 23 Versuchsdurchläufe in Phase 3 über (s. Abb. 4.13).

Bei der axialen Kraftereinleitung blieben alle Versuchsdurchläufe in Phase 1 und werden daher nicht mehr genannt.

Bei der Krafteinleitung in das 30° gebeugte Hüftgelenk wurde in einem Fall (Standardosteosynthese) bei 293% KG auf der X-Achse, bei der Krafteinleitung in das 60° gebeugte Hüftgelenk in einem Fall (Dall-Miles-Kabel) bei 290% KG auf der X-Achse die kritische Dislokationsgrenze überschritten.

5.4.3 Phase 3 (Übergang zum Totalversagen der Osteosynthese)

In 23 von 66 Fällen (35%) kam es zum Totalversagen der Osteosynthese. Bei der Krafteinleitung mit 30° gebeugtem Hüftgelenk kommt es in fünf von 23 Fällen (22%), bei der Krafteinleitung mit 60° Hüftbeugung in 17 von 21 Fällen (81%) zum vollständigen Versagen der Osteosynthese.

5.4.4 Phase 4 (Präparaterstörung durch zusätzliche Fraktur)

Zur Zerstörung des Präparates kommt es in vier von 66 Fällen (9%). Bei der Standardosteosynthese kommt es in keinem Fall zu einer zusätzlichen Fraktur. Bei der Zugschraube kommt es einmal bei 30° und einmal bei 60° gebeugter Hüfte zu einer zusätzlichen Fraktur. Bei der Drahtcerclage kommt es einmal bei 30° gebeugter Hüfte und bei der Verwendung des Dall-Miles-Kabels einmal bei 60° gebeugter Hüfte zu einer zusätzlichen Fraktur.

Im Ergebnis lässt sich somit feststellen, dass das Totalversagen in der Versuchsreihe bei der Krafteinleitung mit 60° gebeugtem Hüftgelenk noch vor der Frakturdislokation auf den Translationsachsen den wichtigsten Faktor für die Beurteilung der Stabilität darstellt.

Insgesamt wird bei der axialen Krafteinleitung bei der Standardosteosynthese in allen Belastungsstufen und allen Dislokationsachsen die größte Dislokation gemessen. Die Stabilität der drei anderen Osteosyntheseverfahren ist in der Versuchsreihe gleichwertig.

Das Osteosyntheseversagen bei der Krafteinleitung in das 60° gebeugte Hüftgelenk steht deutlich im Vordergrund. Dabei liegt die Belastungsgrenze bei der Standardosteosynthese bei 179% KG, bei der Zugschraubenosteosynthese bei 177% KG, bei der Drahtcerclage bei 105% KG und bei der Dall-Miles-Cerclage bei 158% KG.

6 Diskussion

Wurde bis in die 60er Jahre die Azetabulumfraktur fast ausschließlich konservativ behandelt, stellten die grundlegenden Arbeiten von Judet und Letournel die Basis für den Wandel zur operativen Therapie dar. Ihre systematische Klassifikation anhand von standardisierten Röntgenaufnahmen und ihre Techniken der operativen Therapie gelten noch heute als Grundlage eines modernen operativen Behandlungskonzepts. Die offene Reposition und interne Fixation ist heute als Standardtherapie der dislozierten oder instabilen Azetabulumfraktur anzusehen.

Im Rahmen der Entwicklung erweiterter Zugänge zur Stabilisierung von Azetabulumfrakturen führten die langen Operationszeiten und ausgedehnten Weichteilmanipulationen zur Ausbildung peri- und postoperativer Komplikationen wie Venenthrombose, Weichteilinfektion und heterotopen Ossifikationen. Im Kontrast dazu haben zahlreiche klinische Studien gezeigt, dass die mangelhafte Reposition der Azetabulumfraktur zur posttraumatischen Arthrose mit schlechtem funktionellen Ergebnis führt [17, 22, 24, 33, 56].

Die Azetabulumfraktur im Alter stellt in den älteren Studien noch eine Kontraindikation zur operativen Stabilisierung dar. Im Patientengut von Letournel waren 12,7% der Patienten 60 Jahre oder älter, der Anteil der über 65-Jährigen wird von Pohlemann mit 6,5%, in den letzten 25 Jahren mit steigender Tendenz angegeben [33, 34, 68]. Bedingt durch die steigende Lebenserwartung ist davon auszugehen, dass in den nächsten Jahren eine Zunahme der Inzidenz der Azetabulumfraktur in dieser Altersgruppe zu erwarten ist. Besonderheiten ergeben sich nicht bezüglich der Diagnostik und Klassifikation, lediglich der Unfallmechanismus unterscheidet sich zu dem des jungen Patienten. Bei stark geschwächter Knochenstruktur auf dem Boden ausgeprägter Osteoporose, zuvor erfolgter strahlentherapeutischer Behandlung oder pathologischen knöchernen Prozessen genügt schon ein Bagateltrauma wie der Sturz auf die Körperseite zur Entstehung einer Azetabulumfraktur.

Aufgrund der erhöhten perioperativen Risiken in dieser multimorbiden Patientengruppe wird oftmals auf eine operative Therapie verzichtet [62]. Zusätzlich stellt die mangelnde Verankerung des Osteosynthesematerials im osteoporotisch veränderten Knochen ein Problem dar [33].

Die steigende Zahl der Patienten hohen Alters mit osteoporotischen Knochen führte zu Überlegungen, wie die Haltkraft der Implantate im Knochen verbessert werden konnte und Verfahren zu entwickeln, die Reposition und Stabilisierung in einem kombinierten minimalinvasiven Verfahren erlaubten.

Im folgenden wurden differenzierte Behandlungskonzepte für Azetabulumfrakturen im höheren Alter entwickelt. 1998 stellte Mears ein Kollektiv von 57 älteren Patienten vor, bei denen im Rahmen einer Azetabulumfraktur primär ein totaler Ersatz des Hüftgelenks vorgenommen worden war. Bei 16 Patienten wurde die Azetabulumfraktur durch zusätzlichen Einsatz von multifilamentären Drahtseilen stabilisiert [40].

Von 1993-1996 benutzte Kang Dall-Miles-Kabel bei 21 Patienten zur Anlage von Cerclagen bei Querfrakturen, Frakturen des hinteren Pfeilers und T-Frakturen des Azetabulums. Bei sechs Patienten des Kollektivs wurde das 2,0 mm starke Dall-Miles-Kabel als alleinige Osteosynthese verwandt, einmal auch als Alternative, nachdem das klassische Osteosynthesematerial bei osteoporotischem Knochen nicht gehalten hatte [26].

2004 stellt Mouhsine eine Reihe von 18 geriatrischen Patienten vor, bei denen die Azetabulumfraktur durch totalen Hüftgelenkersatz mit zusätzlicher Stabilisierung durch Dall-Miles-Kabel erfolgreich behandelt werden konnte [43].

Die in der eigenen vorliegenden Studie verwendete Standardosteosynthesetechnik mit Rekonstruktionsplatte und Zugschraube bietet im Ergebnis die größte Stabilität, ist aber aufgrund der operationstechnischen Erfordernisse mit großen Weichteilschäden verbunden. Die Cerclagen (Drahtcerclage, Dall-Miles-Kabel) bieten gerade bei älteren Patienten eine Alternative zur Stabilisierung der Azetabulumfraktur bei möglicher minimalinvasiver chirurgischer Technik [25, 41]. In der vorliegenden biomechanischen Untersuchung wurde die

Standardosteosynthese (Rekonstruktionsplatte) mit minimalinvasiven Techniken (alleinige Zugschrauben, Drahtcerclage, Dall-Miles-Kabel) verglichen.

6.1 Versuchsaufbau

Zur biomechanischen Untersuchung am Azetabulum werden in der Literatur verschiedene Modelle angegeben.

In der biomechanischen Versuchsreihe von Shazar 1998 zur Stabilität von Platten- und Schraubenosteosynthesen wurden 76 Ossa coxae aus Kunststoff verwandt. Die simulierte juxtaazetabuläre Fraktur wurde mit einer Bandsäge angelegt. Die Belastung erfolgte in einer Materialprüfmaschine in fixiertem Einbeinstand und Fixierung des Hüftbeins am SI - Gelenk [61].

Thomas prüfte 1997 die Stabilität des Hüftgelenks nach Entfernen eines Gelenkanteils des Azetabulums an kältekonservierten Leichenpräparaten. Er resezierte Teile von Os ilium und Os ischium und testete das isolierte Azetabulum in einer Materialprüfmaschine [64].

Chang untersuchte 2001 an zehn formalinkonservierten Leichenpräparaten die Stabilität der Platten- und Zugschraubenosteosynthese. Chang legte die transtektale Azetabulumquerfraktur durch Osteotomie des Kortex mit einer Bandsäge an, vollendete die Osteotomie aber durch Torsionskräfte an Femur und Becken, wodurch es zur Zerreißung des spongiösen Anteils kam. Die Belastung wurde ebenfalls in einer Materialprüfmaschine angelegt, das Hüftbein wurde dazu an der Crista iliaca und Sitzbeinhöcker fixiert und im Liegen belastet [8].

2001 stellte Malkani eine biomechanische Studie an fünf kältekonservierten Leichenpräparaten vor. Die simulierte transtektale Querfraktur wurde vollständig mit einer Bandsäge angelegt. Die Krafteinleitung erfolgte über den natürlichen Femurkopf in das in einer Gipsschale liegende Hüftbein. Die Messaufnahme erfolgte mit einer druckempfindlichen Fuji – Filmfolie [37].

In den jüngeren Untersuchungsreihen findet sich regelmäßig die Versuchsanordnung im simulierten Einbeinstand, wobei teils die Muskelzugkräfte der Abductoren simuliert werden [49, 50, 69]. Hak, Levine,

Olson und Konrath wählten einen statischen Versuchsaufbau im fixierten Einbeinstand ohne Simulation der Muskelzüge. In diesen Versuchsreihen an kältekonservierten Leichenpräparaten wurde regelmäßig die Verschiebung der Belastungszonen im Azetabulum anhand von druckempfindlichen Filmen gemessen. So konnten alle Autoren nachweisen, dass auch nach anatomischer Reposition und stabiler Osteosynthese von Azetabulumfrakturen die Druckaufnahme fläche und die Spitzendrücke im anterioren und posterioren Anteil des Azetabulums ab- und im lasttragenden Domanteil zunehmen. Nach mangelhafter Reposition mit Spalt- oder Stufenbildung kommt es zu einer noch stärkeren Verschiebung der Belastungszonen und Auftreten von Druckspitzen [15, 35, 45, 27].

6.1.1 Belastung

Bergmann präsentierte verschiedene Untersuchungen zu Krafteinwirkungen in das Hüftgelenk bei verschiedenen typischen Bewegungsabläufen.

1983 untersuchte Bergmann die Belastung des Hüftgelenks beim Gehen und Laufen bei zwei Patienten mit Telemetrie - Hüft-TEP. Dabei traten in der Belastungsphase beim normalen Gehen Kräfte zwischen 50% und 200% KG auf. In der Entlastungsphase wurden noch Kräfte zwischen 10% und 40% KG gemessen, unabhängig von der Laufgeschwindigkeit. Maximale Belastungen von 720% KG wurden gemessen, als ein 82 jähriger Patient stolperte. Diese Kräfte konnten durch keine Übung jemals reproduziert werden. Beim Joggen oder schnellen Gehen wurden Belastungen von 450% KG gemessen [3].

1997 untersuchte er die auf das Hüftgelenk wirkenden Kräfte bei Belastung durch in der Hand getragene Lasten. Gemessene Lasten im Hüftgelenk waren immer höher als die berechneten. Bei fixiertem Zweibeinstand traten pro Hüftgelenk 80 bis 100% Körpergewicht Belastung auf. Bei einseitiger Belastung mit 25% Körpergewicht in einer Hand trat eine Erhöhung der Last im ipsilateralen Hüftgelenk von 7,5%, im contralateralen aber von 55% auf [4].

2001 stellte Bergmann eine weitere Studie mit vier Patientin mit Telemetrie – Hüft-TEP vor. Es wurden die Belastungen beim Gehen, Treppensteigen, Kniebeugen und Einbeinstand gemessen. Bei normalem Gehen wurden Spitzenbelastungen zwischen 211 und 285% KG gemessen. Bei langsamem Gehen traten Spitzen von 307 bis 324% KG auf [5].

In der vorliegenden Untersuchung eines isolierten Hüftbeins wurde auf die Simulation von Muskelzügen verzichtet. Es wurde der fixierte Einbeinstand gewählt. Im Unterschied zu Hak, Levine und Konrath wurde das Hüftbein an der Crista iliaca in Gips eingefasst. Die fehlenden natürlichen Femura mussten durch ein Plexiglasmodell ersetzt werden, eine latexüberzogene Holzkugel simulierte den Femurkopf.

Die Krafteinleitung geschieht bei den zuvor genannten Autoren meist in das Hüftgelenk in Neutralstellung. Thomas variierte den Winkel der Krafteinleitung in ein Modell mit simulierter Querfraktur des Azetabulums dadurch, dass er das fixierte Azetabulum in 20° Schritten bis zu 80° beugte [66]. Dies entsprach einer Belastung des Hüftgelenks wie beim Sitzen, Kniebeugen, Treppensteigen oder Rumpfbeugen.

In der vorliegenden Untersuchung wählten wir drei Winkel der Krafteinleitung (axial, 30°, 60°), um den Belastungen bei leicht gebeugtem Gang, oder während des Treppensteigens gerecht zu werden, wie sie auch bei Bergmann beschrieben werden [5].

6.1.2 Frakturmodell

Zur Simulation mehrerer identischer Frakturen am Azetabulum verwendet ein Teil der Autoren eine Bandsäge zur Anlage einer Osteotomie [8, 16, 37, 61]. Andere Autoren verwenden eine Säge oder einen Meißel zur Osteotomie nur der Kortikalis, um dann den spongiösen Anteil des Hüftbeins zu brechen [15, 27, 35]. Auf diese Weise entsteht eine realitätsnahe Fraktur mit Verzahnung der Knochenfragmente untereinander. Olson legte eine Perforationslinie mit einem Bohrer vor, die Osteotomie wurde mit einem

Meißel vollendet, um eine realistische Verzahnung der Frakturflächen zu erreichen [46].

In der eigenen Studie wurde eine Perforationslinie mit einem 2,0 mm Bohrer angelegt, die Osteotomie der Kortikalis wurde anschließend mit einem Meißel vollendet und die Spongiosa gebrochen. Auf diese Weise entstanden nahezu identische und realitätsnahe Frakturen des Azetabulums.

6.2 Messsystem

In der Literatur werden verschiedene Verfahren zur Messung von Stabilität einer Osteosynthese und Druckverteilung im Azetabulum angegeben. Die einfachsten Verfahren sind die Messung des zurückgelegten Traversenwegs an der Materialprüfmaschine oder der eingeleiteten Kraft.

Shazar nutzte ein Videosystem mit am Präparat fixierten Reflektorpunkten zur Messung der Fragmentverschiebung. Zusätzlich maß er die eingeleitete Kraft in Bezug auf die Traversenbewegung [61]. Olson, Levine, Konrath und Hak nutzen druckempfindliche Filme zur Messung der Druckverteilung im Hüftgelenk [15, 27, 35, 46].

Sawaguchi benutzte 1984 ein berührungsfreies elektromagnetisches Impedanzmessgerät zur Bestimmung von Translationsbewegungen nach interner Stabilisierung von Azetabulumfrakturen [57]. 1991 wurde von Hoffmann ein berührungsfreies elektromagnetisches System zur Messung von Unterschenkelfrakturen eingesetzt [20], welche Pohlemann und Culemann zur Messung von Translations- und Rotationsbewegungen am Sakrum benutzten [11, 49].

Für die vorliegende Studie wurde ein berührungsfreies elektromagnetisches Messsystem verwendet, das eine direkte Messung der Frakturspaltbewegungen ermöglicht. Aufgrund seiner geringen Dimensionen ist es problemlos am Becken zu installieren. Der Nachteil liegt in der Störung des Magnetfeldes durch Metall, so dass bei der Konstruktion des Versuchsaufbaus auf Metallteile verzichtet wurde. Die Kreuztischversuche im Vorfeld der Versuche konnten einwandfrei nachweisen, dass die

konstruktionsbedingten Metallteile der Materialprüfmaschine die Messung nicht beeinflussen.

6.3 *Ergebnisse der biomechanischen Untersuchung*

6.3.1 Analyse der Last-Weg-Diagramme

Die Analyse der Last-Weg-Diagramme im Einzelversuch zeigt unabhängig vom Osteosynthesematerial einen typischen Kurvenverlauf. Dieser ist bei stabiler Osteosynthese durch einen hohen Anteil elastischer Verformung gekennzeichnet. Steigt der Winkel der Krafteinleitung, so nimmt zunächst der Anteil der elastischen Verformung bei allen getesteten Osteosynthesetechniken zu. Allein bei der Drahtcerclage mit herkömmlichem 1,5 mm Draht kommt es bei der Krafteinleitung in die 30° gebeugte Hüfte zu verstärkten plastischen Verformungen.

Erst bei der Krafteinleitung in das 60° gebeugte Hüftgelenk erscheint eine vollständige Auswertung der Last-Weg-Diagramme nicht mehr möglich. Eine Aussage über den Anteil elastischer und plastischer Verformungen kann wegen des vermehrt auftretenden Totalversagens nicht mehr gemacht werden. Eine Auswertung ist hier nur bis zu einer Belastungsgrenze von ca. 150% KG möglich. Eine Belastung von mehr als 150% KG in das 60° gebeugte Hüftgelenk wurde von keinem Autor beschrieben, so dass das Totalversagen der Osteosynthesen in diesem Belastungsbereich keine klinische Relevanz zu haben scheint. Bergmann beschreibt in seiner Studie mit implantierten Telemetrie - Hüft-TEP bei Aktivitäten wie Kniebeugen oder Aufstehen aus sitzender Position lediglich Druckspitzen bis zu 200% KG [5].

6.3.2 Kritische Dislokation

Schopfer beobachtete 1993 14 Patienten, bei denen er eine Drahtcerclage als Repositionshilfe bei verschiedenen Azetabulumfrakturen einsetzte. Die endgültige Fixation erfolgte über Standardzugänge mit Rekonstruktionsplatten und Schrauben. Bei zwölf Patienten wurde eine Reposition mit weniger als 1 mm Dislokation erreicht, bei 13 Patienten war

das Repositionsergebnis klinisch nicht als relevant disloziert eingestuft worden. Nur eine Osteosynthese versagte bei sekundärer Dislokation über 2 mm [59].

Laut Olson führt eine Stufen- oder Spaltbildung von 2-4 mm bei transtektalen Azetabulumquerfrakturen zu einer signifikanten Druckzunahme im kranialen Bereich der Gelenkfläche [46].

2001 zeigte Malkani in seiner biomechanischen Studie an kältekonservierten Leichenpräparaten, dass bei Stufenbildung im Gelenk die frakturnahe Fehlbelastung bis zu einer Stufenhöhe von 2 mm zunimmt [37]. Andere Autoren produzieren in ihren biomechanischen Versuchsreihen Stufen- und Spaltbildungen von 2-4 mm [15, 27] oder Spaltbildungen von 5 mm [35].

Die in der eigenen Arbeit festgelegte kritische Dislokationsgrenze von 2 mm wurde bei der axialen Krafteinleitung nicht erreicht. Alle Osteosynthesen verhielten sich quasi elastisch bis zu einer mittleren Dislokation von 0,5 mm (maximal 0,7 mm). Die Belastungszone in dieser Versuchsreihe lag hauptsächlich im noch intakten superioren Domfragment. Die erreichten Dislokationswerte liegen weit unter der von Malkani angegebenen Grenze von 2 mm [38]. Bei der Krafteinleitung in das 30° gebeugte Hüftgelenk wird eine mittlere Dislokation bis 1,2 mm erreicht, in Einzelfällen kommt es aber zum Überschreiten der kritischen Dislokationsgrenze (2,7 mm bei der Standardosteosynthese) und zum Totalversagen der Osteosynthese (Abrutschen der Drahtcerclage oder des Dall-Miles-Kabels) bei etwa 150% KG. Allein die Standardosteosynthese hielt auch bei der 30° gebeugten Hüfte der vollen Belastung mit 350% KG stand.

Bei der Belastung der 60° gebeugten Hüfte können nur zwei Präparate vollbelastet werden, ohne dass eine kritische Dislokationsgrenze erreicht wird. Eine Auswertung der Dislokation bezüglich ihrer kritischen Grenze ist deshalb nicht sinnvoll, das Totalversagen der Osteosynthese stellt schließlich ihre Belastungsgrenze dar.

6.3.3 Belastungsgrenze

Die Belastungsgrenze (entspricht dem Totalversagen) der Osteosynthesen wurde bei axialer Belastung bei keiner Osteosynthese erreicht. Bei der 30° gebeugten Hüfte wurde bei der Standardosteosynthese die Belastungsgrenze bis zur vollen Belastung nicht erreicht. Bei der Zugschraubenosteosynthese erreichten nur vier von sechs Präparaten bei 30° gebeugter Hüfte die volle Belastung, zwei Präparate erreichten ihre Belastungsgrenze bei 305% KG (260% und 350%). Damit können die bewährten Osteosynthesetechniken bei 30° gebeugter Hüfte als belastungsstabil bis 250% KG eingestuft werden, eine Belastung, die bei langsamem Gehen oder Aufstehen aus einem Stuhl erreicht wird [5].

Die Osteosynthese mit dem Dall-Miles-Kabel hielt den Belastungen bei 30° gebeugter Hüfte in fünf von sechs Fällen bis zur Vollbelastung stand, einmal trat ein Osteosyntheseversagen schon bei 150% KG durch Abrutschen des Seils auf. Bei dem gleichen Präparat versagte allerdings im Vorversuch die Standardosteosynthese bei 60° gebeugter Hüfte durch Ausreißen des Implantats. Es ist deswegen von einer Schwächung des Knochenmaterials in diesem Einzelfall auszugehen. Damit kann die Osteosynthese mit Dall-Miles-Kabel als ähnlich belastungsstabil wie die Zugschraubenosteosynthese bei 30° gebeugter Hüfte gewertet werden.

Die Drahtcerclage mit herkömmlichem 1,5 mm Draht hielt in vier von sechs Fällen der vollen Belastung in 30° gebeugtem Hüftgelenk stand. Zwei Osteosynthesen erreichten im Mittel bei 170% KG (140% und 198%) ihre Belastungsgrenze, einmal durch zusätzliche Fraktur der Hinterwand.

Bei der Belastung in das 60° gebeugte Hüftgelenk liegt die Belastungsgrenze bei allen Osteosynthesen deutlich tiefer. Bei der Standardosteosynthese wird ein Mittel von 213% KG (113%-350% KG) erreicht, bei der Zugschraubenosteosynthese ein Mittel von 211% KG (55%-350% KG). Beide Verfahren mit Cerclagen schneiden schlechter ab. Bei der Drahtcerclage wird eine mittlere Belastungsgrenze von 146% KG (20%-

314% KG) erreicht, bei dem Dall-Miles-Kabel ein Mittel von 180% KG (26%-300% KG). Hierbei ist zu beachten, dass laut Bergmann Belastungen von über 200% KG nur beim Gehen oder Treppensteigen auftreten, und dann nur in kranialer Pfannenrichtung. In der Hüftpfanne nach dorsal wirkende Kräfte treten laut Bergmann bei Aktivitäten des täglichen Lebens unterhalb des Körpergewichtes auf [5].

7 Anhang

7.1 Tabellen

Standardosteosynthese, axiale Belastung

Dislokation auf der X-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,1	0,2	0,3	0,5	0,5	0,6	0,6
2	0,2	0,5	0,6	0,7	0,7	0,9	1,0
3	/	/	/	/	/	/	/
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,0	0,1	0,2	0,2	0,1	0,2	0,3
6	0,1	0,1	0,1	0,0	0,0	0,1	0,1
7	0,3	0,3	0,3	0,3	0,4	0,3	0,5
Mittelwert	0,140	0,240	0,300	0,340	0,340	0,420	0,500

Dislokation auf der Y-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,0	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,0
2	0,1	0,1	0,2	0,3	0,3	0,3	0,3
3	/	/	/	/	/	/	/
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,1	0,2	0,2	0,4	0,5	0,5	0,6
6	0,0	0,1	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3
7	0,0	0,0	0,1	0,1	0,0	0,1	0,1
Mittelwert	0,040	0,100	0,180	0,220	0,240	0,240	0,260

Dislokation auf der Z-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,1	0,0	0,2	0,3	0,3	0,2	0,3
2	0,1	0,2	0,3	0,2	0,3	0,4	0,6
3	/	/	/	/	/	/	/
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,0	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,3
6	0,1	0,3	0,3	0,3	0,3	0,4	0,4
7	0,0	0,1	0,1	0,2	0,3	0,3	0,3
Mittelwert	0,060	0,140	0,200	0,220	0,280	0,300	0,380

Zugschraubenosteosynthese, axiale Belastung

Dislokation auf der X-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,0	0,0	0,1	0,0	0,1	0,3	0,5
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,0	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,2
4	0,0	0,0	0,0	0,1	0,1	0,1	0,1
5	0,1	0,1	0,1	0,0	0,1	0,1	0,1
6	0,1	0,1	0,2	0,2	0,1	0,1	0,2
7	0,2	0,3	0,3	0,3	0,4	0,4	0,5
Mittelwert	0,067	0,100	0,133	0,117	0,167	0,200	0,267

Dislokation auf der Y-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,0	0,1	0,1
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,0	0,0
4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
5	0,0	0,0	0,1	0,2	0,2	0,4	0,4
6	0,0	0,0	0,1	0,2	0,2	0,4	0,4
7	0,2	0,1	0,3	0,2	0,2	0,3	0,3
Mittelwert	0,067	0,033	0,100	0,117	0,117	0,200	0,200

Dislokation auf der Z-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,1	0,2	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,1	0,2	0,1	0,2	0,3	0,3	0,2
4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
5	0,0	0,0	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2
6	0,1	0,1	0,0	0,1	0,1	0,3	0,2
7	0,1	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3	0,4
Mittelwert	0,067	0,117	0,100	0,133	0,133	0,217	0,183

Drahtcerclage, axiale Belastung

Dislokation auf der X-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	/	/	/	/	/	/	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,0	0,1	0,1	0,2	0,1	0,3	0,3
4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,0	0,1
5	0,1	0,0	0,2	0,3	0,2	0,3	0,3
6	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3	0,3
7	0,0	0,0	0,0	0,1	0,1	0,1	0,1
Mittelwert	0,060	0,060	0,100	0,160	0,140	0,200	0,220

Dislokation auf der Y-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	/	/	/	/	/	/	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
4	0,1	0,0	0,0	0,0	0,1	0,1	0,1
5	0,1	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
6	0,1	0,2	0,2	0,3	0,4	0,4	0,5
7	0,0	0,0	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0
Mittelwert	0,060	0,080	0,040	0,080	0,100	0,100	0,120

Dislokation auf der Z-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	/	/	/	/	/	/	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,0	0,0	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
4	0,1	0,1	0,1	0,1	0,0	0,1	0,0
5	0,1	0,4	0,7	0,8	0,9	1,0	1,0
6	0,1	0,1	0,2	0,2	0,4	0,5	0,4
7	0,0	0,1	0,2	0,2	0,3	0,4	0,4
Mittelwert	0,060	0,140	0,260	0,280	0,340	0,420	0,380

Dall-Miles-Kabel, axiale Belastung

Dislokation auf der X-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,3	0,4	0,3
2	0,0	0,0	0,1	0,0	0,0	0,1	0,0
3	0,0	0,0	0,1	0,2	0,1	0,2	0,2
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,1	0,1	0,0	0,1	0,0	0,2	0,1
6	0,1	0,1	0,1	0,4	0,4	0,4	0,5
7	0,2	0,2	0,3	0,2	0,3	0,3	0,3
Mittelwert	0,083	0,083	0,133	0,167	0,185	0,267	0,233

Dislokation auf der Y-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,0	0,1	0,0	0,1	0,1	0,2	0,3
2	0,0	0,1	0,1	0,2	0,3	0,3	0,3
3	0,0	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,2
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,2
6	0,1	0,1	0,5	0,6	0,7	0,7	0,7
7	0,1	0,2	0,0	0,1	0,1	0,1	0,2
Mittelwert	0,050	0,117	0,133	0,200	0,267	0,283	0,317

Dislokation auf der Z-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,3	0,3
2	0,0	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
3	0,2	0,2	0,2	0,3	0,3	0,4	0,4
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,1	0,3
6	0,1	0,2	0,0	0,0	0,0	0,1	0,1
7	0,0	0,0	0,1	0,2	0,2	0,3	0,2
Mittelwert	0,067	0,100	0,083	0,133	0,150	0,217	0,233

Standardosteosynthese, 30° gebeugtes Hüftgelenk

Dislokation auf der X-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,4	0,7	0,9	1,0	1,1	1,1	1,2
2	0,6	1,0	1,2	1,5	1,7	2,1	2,7
3	/	/	/	/	/	/	/
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,2	0,3	0,7	1,0	1,3	1,6	1,6
6	0,1	0,1	0,0	0,0	0,0	0,1	0,1
7	0,0	0,0	0,0	0,1	0,2	0,3	0,2
Mittelwert	0,260	0,420	0,560	0,720	0,860	1,040	1,160

Dislokation auf der Y-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,3	0,6	1,0	1,3	1,4	1,5	1,7
2	0,5	0,9	1,0	1,3	1,5	1,9	2,5
3	/	/	/	/	/	/	/
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,5	0,5	0,4	0,2	0,2	0,6	0,8
6	0,1	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
7	0,0	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2
Mittelwert	0,280	0,440	0,500	0,580	0,640	0,820	1,040

Dislokation auf der Z-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,5	0,9	1,1	1,4	1,5	1,7	1,7
2	0,0	0,0	0,1	0,2	0,2	0,6	1,0
3	/	/	/	/	/	/	/
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,1	0,1	0,1	0,1	0,0	0,1	0,1
6	0,0	0,1	0,1	0,2	0,2	0,3	0,3
7	0,0	0,1	0,2	0,2	0,2	0,4	0,4
Mittelwert	0,120	0,240	0,320	0,420	0,420	0,620	0,700

Zugschraubenosteosynthese, 30° gebeugtes Hüftgelenk

Dislokation auf der X-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,1	0,2	0,2	0,1	0,3	0,3	0,3
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,1	0,2	0,3	0,2	0,3	/	/
4	0,0	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0
5	0,0	0,1	0,2	0,3	0,6	0,6	0,7
6	0,1	0,1	0,4	0,4	0,6	0,9	1,4
7	0,2	0,1	0,1	0,0	0,1	0,2	0,2
Mittelwert	0,083	0,117	0,217	0,167	0,317	0,400	0,520

Dislokation auf der Y-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,5	0,6	1,0	1,3	1,4	1,7	1,9
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,0	0,1	0,2	0,3	0,5	/	/
4	0,0	0,2	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1
5	0,1	0,2	0,2	0,2	0,0	0,1	0,2
6	0,2	0,4	0,5	0,7	1,0	1,4	2,3
7	0,1	0,2	0,2	0,2	0,4	0,3	0,4
Mittelwert	0,150	0,283	0,367	0,467	0,583	0,720	0,980

Dislokation auf der Z-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,3	0,4	0,3
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,2	0,4	0,7	0,8	1,1	/	/
4	0,0	0,0	0,0	0,1	0,0	0,1	0,0
5	0,1	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1	0,1
6	0,1	0,2	0,5	0,5	0,8	1,0	1,6
7	0,0	0,1	0,2	0,2	0,2	0,3	0,3
Mittelwert	0,083	0,150	0,300	0,317	0,433	0,380	0,460

Drahtcerclage, 30° gebeugtes Hüftgelenk

Dislokation auf der X-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,0	0,1	0,3	0,7	1,5	2,3	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,4	0,7	1,4	2,2	/	/	/
4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,1
5	0,1	0,1	0,2	0,4	0,6	0,6	0,6
6	0,1	0,2	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6
7	0,2	0,2	0,1	0,0	0,0	0,1	0,2
Mittelwert	0,133	0,217	0,367	0,600	0,500	0,720	0,375

Dislokation auf der Y-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,5	0,8	1,2	2,4	4,5	6,0	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,1	0,1	0,2	0,3	/	/	/
4	0,1	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3
5	0,2	0,2	0,3	0,3	0,2	0,3	0,2
6	0,0	0,1	0,2	0,3	0,6	0,8	1,2
7	0,4	0,4	0,3	0,3	0,4	0,3	0,3
Mittelwert	0,217	0,300	0,400	0,633	1,180	1,520	0,500

Dislokation auf der Z-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,1	0,3	0,4	0,6	1,0	0,9	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,5	0,8	1,3	1,8	/	/	/
4	0,1	0,0	0,1	0,0	0,1	0,2	0,0
5	0,0	0,2	0,3	0,6	0,9	1,2	1,6
6	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,0	0,0
7	0,3	0,5	0,5	0,6	0,7	0,8	0,8
Mittelwert	0,200	0,333	0,450	0,633	0,560	0,620	0,600

Dall-Miles-Kabel, 30° gebeugtes Hüftgelenk

Dislokation auf der X-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,0	0,1	0,1	0,1	0,2	0,3	0,4
2	0,0	0,1	0,2	/	/	/	/
3	0,1	0,2	0,2	0,2	0,3	0,6	0,6
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,4
6	0,0	0,0	0,0	0,1	0,0	0,0	0,1
7	0,3	0,2	0,2	0,1	0,0	0,1	0,2
Mittelwert	0,083	0,117	0,133	0,120	0,140	0,240	0,340

Dislokation auf der Y-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,0	0,2	0,2	0,3	0,7	1,1	1,4
2	0,3	0,5	0,7	/	/	/	/
3	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,2
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,3	0,4	0,3	0,5	0,5	0,5	0,6
6	0,1	0,1	0,1	0,1	0,0	0,0	0,1
7	0,4	0,4	0,4	0,4	0,5	0,5	0,6
Mittelwert	0,183	0,267	0,283	0,260	0,340	0,440	0,580

Dislokation auf der Z-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,3	0,3	0,5	0,6	0,9	1,2	1,4
2	0,0	0,0	0,4	/	/	/	/
3	0,2	0,3	0,3	0,3	0,3	0,5	0,6
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,1	0,1	0,1	0,1	0,0	0,1	0,3
6	0,1	0,1	0,0	0,1	0,1	0,1	0,0
7	0,2	0,2	0,3	0,3	0,3	0,4	0,5
Mittelwert	0,150	0,167	0,267	0,280	0,320	0,460	0,560

Standardosteosynthese, 60° gebeugtes Hüftgelenk

Dislokation auf der X-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	1,0	1,2	/	/	/	/	/
2	0,9	1,3	1,6	/	/	/	/
3	/	/	/	/	/	/	/
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,6	0,4	0,9	/	/	/	/
6	0,1	0,3	0,7	1,3	1,7	/	/
7	0,0	0,1	0,4	0,7	1,2	1,6	2,0
Mittelwert	0,520	0,660	0,900	1,000	1,450	1,600	2,000

Dislokation auf der Y-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,9	1,2	/	/	/	/	/
2	1,1	1,6	2,4	/	/	/	/
3	/	/	/	/	/	/	/
4	/	/	/	/	/	/	/
5	1,0	2,3	7,1	/	/	/	/
6	0,8	1,2	1,8	2,6	3,4	/	/
7	0,3	0,3	0,3	0,2	0,1	0,1	0,2
Mittelwert	0,820	1,320	2,900	1,400	1,750	0,100	0,200

Dislokation auf der Z-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	1,1	1,4	/	/	/	/	/
2	0,5	0,9	1,7	/	/	/	/
3	/	/	/	/	/	/	/
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,3	0,3	0,5	/	/	/	/
6	0,6	1,3	1,5	1,5	1,5	/	/
7	0,4	0,7	0,7	0,8	0,9	1,1	1,1
Mittelwert	0,580	0,920	1,100	1,150	1,200	1,100	1,100

Zugschraubenosteosynthese, 60° gebeugtes Hüftgelenk

Dislokation auf der X-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,1	0,3	0,7	/	/	/	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	/	/	/	/	/	/	/
4	0,1	0,1	0,1	0,4	0,8	1,3	/
5	0,1	0,0	0,1	0,3	0,6	1,1	/
6	0,5	0,7	1,0	1,4	2,0	2,7	/
7	0,0	0,2	0,4	0,8	1,0	1,2	1,6
Mittelwert	0,160	0,260	0,460	0,725	1,100	1,575	1,600

Dislokation auf der Y-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,9	1,1	1,5	/	/	/	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	/	/	/	/	/	/	/
4	0,1	0,0	0,3	0,6	1,1	1,7	/
5	0,3	0,2	0,2	1,3	2,6	5,4	/
6	1,9	2,9	3,9	4,9	6,5	8,1	/
7	0,3	0,4	0,4	0,5	0,6	0,5	0,4
Mittelwert	0,700	0,920	1,260	1,825	2,700	3,925	0,400

Dislokation auf der Z-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,3	0,4	0,6	/	/	/	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	/	/	/	/	/	/	/
4	0,4	0,3	0,3	0,1	0,1	0,4	/
5	0,6	0,7	0,9	0,9	1,0	0,8	/
6	0,3	0,4	0,3	0,3	0,4	0,0	/
7	0,7	0,8	1,0	1,0	1,2	1,3	1,5
Mittelwert	0,460	0,520	0,620	0,575	0,675	0,625	1,500

Drahtcerclage, 60° gebeugtes Hüftgelenk

Dislokation auf der X-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	/	/	/	/	/	/	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	1,5	/	/	/	/	/	/
4	0,9	0,9	0,7	0,4	0,1	1,0	/
5	/	/	/	/	/	/	/
6	2,3	/	/	/	/	/	/
7	0,0	0,4	0,7	1,0	1,5	1,9	2,5
Mittelwert	1,175	0,650	0,700	0,700	0,800	1,450	2,500

Dislokation auf der Y-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	/	/	/	/	/	/	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	3,1	/	/	/	/	/	/
4	1,2	1,2	1,0	0,5	0,1	1,0	/
5	/	/	/	/	/	/	/
6	8,1	/	/	/	/	/	/
7	0,4	0,3	0,0	0,1	0,4	0,6	1,0
Mittelwert	3,200	0,750	0,500	0,300	0,250	0,800	1,000

Dislokation auf der Z-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	/	/	/	/	/	/	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,3	/	/	/	/	/	/
4	1,3	1,4	1,2	1,0	0,7	0,3	/
5	/	/	/	/	/	/	/
6	6,4	/	/	/	/	/	/
7	1,2	1,3	1,6	1,7	1,9	2,0	2,1
Mittelwert	2,300	1,350	1,400	1,350	1,300	1,150	2,100

Dall-Miles-Kabel, 60° gebeugtes Hüftgelenk

Dislokation auf der X-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,2	0,2	0,3	0,4	0,7	1,2	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,4	0,7	0,9	1,4	2,2	/	/
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,4	/	/	/	/	/	/
6	0,0	0,1	/	/	/	/	/
7	0,2	0,6	1,0	1,4	1,7	2,2	2,6
Mittelwert	0,240	0,400	0,733	1,067	1,533	1,700	2,600

Dislokation auf der Y-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,1	0,2	0,3	0,4	0,6	1,2	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,5	0,6	0,9	1,6	3,0	/	/
4	/	/	/	/	/	/	/
5	1,1	/	/	/	/	/	/
6	0,4	1,9	/	/	/	/	/
7	0,2	0,3	0,2	0,1	0,0	0,2	0,4
Mittelwert	0,460	0,750	0,467	0,700	1,200	0,700	0,400

Dislokation auf der Z-Achse

Präparat	50%	100%	150%	200%	250%	300%	350%
1	0,2	0,4	0,6	0,8	1,2	1,9	/
2	/	/	/	/	/	/	/
3	0,6	0,7	0,5	0,3	0,3	/	/
4	/	/	/	/	/	/	/
5	0,3	/	/	/	/	/	/
6	0,2	0,6	/	/	/	/	/
7	0,7	1,1	1,5	1,7	2,1	2,2	2,4
Mittelwert	0,400	0,700	0,867	0,933	1,200	2,050	2,400

8 Literaturverzeichnis

- 1 Baumgärtel F (1992) Diagnostik, Klassifikation und Indikationsstellung bei Azetabulumfrakturen. *Orthopäde* 21:427-441
- 2 Benninghoff A, Fleischhauer K, Goertler K (1985) Makroskopische und Mikroskopische Anatomie des Menschen. Urban & Schwarzenberg, München
- 3 Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A (1993) Hip Joint Loading During Walking and Running, Measured in two Patients. *Journal of Biomechanics* 26: 969-990
- 4 Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Linke H (1997) Hip Joint Forces During Load Carrying. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 335:190-201
- 5 Bergmann G, Deurtzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda GN (2001) Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics* 34:859-871
- 6 Böhler J (1966) Konservative Therapie der Luxationsfrakturen im Hüftbereich. *Langenbecks Arch Klinische Chirurgie (Kongressbericht)* 316:417-421
- 7 Brooker AF, Bowermann JW, Robinson RA, Riley LH (1973) Ectopic Ossification Following Total Hip Replacement. Incident and Method of Classification. *Journal of Bone and Joint Surgery* 55:1629-1632
- 8 Chang JK, Gill SS, Zura RD, Krause WR, Wang GJ (2001) Comparative Strength of Three Methods of Fixation of Transverse Acetabular Fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 392:433-441
- 9 Chang-Soo K (1992) Wire fixation methods of Acetabular Fractures. Abstractband, OTA, 7th Annual Meeting, Minneapolis
- 10 Cheng S, Smith T, Davey J (1993) A Comparison of the Strength and Stability of six Techniques of Cerclage Wire Fixation for Fractures. *Journal Orthopedic Trauma* 7:221-225
- 11 Culemann U, Pohlemann T, Hübner T, Gänsslen A (2000) Dreidimensionale Bewegungsanalyse nach interner Stabilisierung von Beckenringfrakturen: Eine Computersimulation. *Unfallchirurg* 103:965-971
- 12 Dickson K, Contreras D, Gosselin R, Delgado E, Paiement G (1993) A Limited anterior Approach with Cerclage Wiring for Reduction of Complex Acetabular Fractures. 1st International Symposium on surgical treatment of Acetabular Fractures. Paris May 10-11
- 13 Ebraheim NA, Rongming X, Biyani A, Benedetti JA (1997) Anatomic Basis of Lag Screw Placement in the Anterior Column of the Acetabulum. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 339:200-205
- 14 Gorczyca JT, Powell JN, Tile M (1995) Lateral extension of ilioinguinal incision in the operative treatment of acetabulum fractures. *Injury* 26:207-212
- 15 Hak DJ, Hamel AJ, Bay BK, Sharkey NA, Olson SA (1998) Consequences of Transverse Acetabular Fracture Malreduction on Load Transmission Across the Hip Joint. *Journal of Orthopedic Trauma* 12:90-100
- 16 Harnroongroj T (1998) The role of the anterior column of the acetabulum on pelvic stability. *Injury* 29:293-296
- 17 Heeg M, Henk JK (1987) Conservative Treatment of acetabular fractures: the role of weight bearing dome and anatomic reduction in the ultimate results. *Journal of Trauma* 27:555-559

- 18 Helfet DL, Borelli J, DiPasquale T, Sanders R (1992) Stabilization of acetabular fractures in elderly patients. *Journal of Bone and Joint Surgery* 74:753-765
- 19 Hessmann M, Nijs S, Rommens P (2002) Azetabulumfrakturen im Alter. *Unfallchirurg* 105:893-900
- 20 Hoffmann R, McKellop HA, Sarmiento A, Lu B, Ebramzadeh E (1991) Dreidimensionale Messung von Frakturspaltbewegungen. *Unfallchirurg* 94:395-400
- 21 Hüfner T, Pohlemann T (1999) Classification of acetabular fractures. A systematic analysis of the relevance of computed tomography. *Unfallchirurg* 102:124-131
- 22 Judet R, Judet J, Letournel E (1964) Fractures of the Acetabulum: Classification and Surgical Approaches for Open Reduction. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 46:1615-1646
- 23 Judet R, Letournel E (1973) Surgical management of fractures of the acetabulum. In: Tronzo R (ed) *Surgery of the hip joint*. Lea & Febiger, Philadelphia
- 24 Kabaish A, Roy A, Rannie W (1991) Displaced Acetabular Fractures: A Long-term follow-up. *Gen Trauma* 31:1539-1543
- 25 Kang CS (1987) New Fixation Method of Acetabulum Fracture Presented at the Seventeenth World Congress of the SICOT. Munich, 16.-21. August 1987
- 26 Kang CS, Min BW (2002) Cable Fixation in Displaced Fractures of the Acetabulum. *Acta Orthopedic Scand* 73:619-624
- 27 Konrath GA, Hamel AJ, Sharkey NA, Bay BK, Olson SA (1998) Biomechanical Consequences of Anterior Column Fracture of the Acetabulum. *Journal of Orthopedic Trauma* 12:547-552
- 28 Kuner EH (1997) Indikation, Technik und Komplikationen der operativen Behandlung von Hüftpfannenbrüchen. *Orthopäde*, 26:327-335
- 29 Langenbeck Bv (1874) Über die Schussverletzungen des Hüftgelenks. *Archiv Klinische Chirurgie* 16:263
- 30 Lanz J, Wachsmuth W (1984) *Praktische Anatomie, Bd II 8a: Becken*. Springer, Berlin Heidelberg New York
- 31 Letournel E (1966) Die operative Versorgung der Hüftgelenkpfannenbrüche. *Langenbecks Arch Klin Chir* 316:422-437
- 32 Letournel E (1980) Acetabulum Fractures: Classification and Management *Clinical Orthopedics* 151:81-106
- 33 Letournel E (1981) *Fractures of the Acetabulum*. Springer, New York
- 34 Letournel E, Judet R (1993) *Fractures of the Acetabulum, second edition*. Springer, New York
- 35 Levine RG, Renard R, Behrens FF, Tormetta P (2002) Biomechanical Consequences of Secondary Congruence After Both-column Acetabular Fracture. *Journal of Orthopedic Trauma* 16:87-91
- 36 Lippert H (1990) *Lehrbuch Anatomie, 2. Auflage*. München, Urban & Schwarzenberg
- 37 Malkani AL, Voor MJ, Rennirt G, Helfet D, Pedersen D, Brown T (2001) Increased Peak Contact Stress after Incongruent Reduction of Transverse Acetabular Fractures: A Cadaveric Model. *The Journal of Trauma* 51:704-709
- 38 Matta JM, Anderson LM, Epstein HC, Hendricks P (1986) Fractures of the Acetabulum: A Retrospective Analysis. *Clinical Orthopedics* 205:230-240
- 39 Matta JM (1994) Operative Treatment of Acetabular Fractures through the Ilioinguinal Approach – a 10-Year Perspective. *Clinical Orthopedics* 305:10-19

- 40 Mears DC, Shirahama M (1998) Stabilization of Acetabular Fracture With Cables for Acute Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 13:104-107
- 41 Mears DC (1999) Surgical Treatment of Acetabular Fractures in Elderly Patients With Osteoporotic Bone. *Journal of the American Academy of Orthopedic Surgeons* 7:128-141
- 42 Meißner A, Fell M (1994) Spätergebnisse nach Azetabulumfrakturen. *Aktuelle Traumatologie* 24:121-127
- 43 Mouhsine E, Garofalo R, Borens O, Blanc CH, Wettstein M, Leyvraz PF (2004) Cable Fixation and Early Total Hip Arthroplasty in the Treatment of Acetabular Fractures in Elderly Patients. *The Journal of Arthroplasty* 19:344-348
- 44 Muhr G (1993) Vordere Zugänge zum Azetabulum. *Hefte zu Der Unfallchirurg* 232:797-806
- 45 Olson SA, Bay BK, Chapman MW, Sharkey NA (1995) Biomechanical Consequences of Fracture and Repair of the Posterior Wall of the Acetabulum. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 77:1184-1192
- 46 Olson SA, Bay BK, Hamel A (1997) Biomechanics of the Hip Joint and the Effects of Fraktures of the Acetabulum. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 339:92-104
- 47 Pennal GF, Davidson J, Garside H, Plewes J (1980) Results of Treatment of Acetabular Fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 151:115-123
- 48 Perry DC, DeLong W (1997) Acetabular Fractures. *Orthopedic Clinics of North America* 28:405-417
- 49 Pohlemann T, Culemann U, Tscherne H (1992) Vergleichende biomechanische Untersuchungen zur internen Stabilisierung der transforaminalen Sakrumfraktur. *Orthopäde* 21:413-421
- 50 Pohlemann T, Krettek C (1994) Biomechanical Comparison of Various Emergency Stabilization Measures of the Pelvic Ring. *Unfallchirurg* 97:503-510
- 51 Pohlemann T, Tscherne H, Baumgärtel F, Egbers HJ, Euler E, Maurer F, Fell M, Mayr E, Quirini WW, Schlickewei W, Weinberg A (1996) Beckenverletzungen: Epidemiologie, Therapie und Langzeitverlauf. *Unfallchirurg* 99:160167
- 52 Pohlemann T, Gänsslen A (1998) Ein neues Instrument zur Positionierung von Cerclagen um das Azetabulum. *Unfallchirurg* 101:201-203
- 53 Reilmann H, Weinberg AM (1992) Zugänge, Zugangswahl und operative Techniken zur internen Stabilisierung von Acetabulumfrakturen. *Orthopäde* 21:442-448
- 54 Reinert C, Bosse M, Poka A (1988) A Modified Extensile Exposure for the Treatment of Complex or Malunited Acetabular Fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery* 70:329-337
- 55 Routt MLC, Swiontkowski MF (1990) Operative Treatment of Complex Acetabular Fractures. Combined Anterior and Posterior Exposure During the Same Procedure. *Journal of Bone and Joint Surgery* 72:897-904
- 56 Rowe C, Lowell J (1961) Prognosis of fractures of the acetabulum. *Journal of Bone and Joint Surgery* 43:30-59
- 57 Sawaguchi T, Brown TD, Rubash HE, Mears DC (1984) Stability of Acetabular Fractures after Internal Fixation. *Acta Orthopedic Scand* 55:601 - 605
- 58 Schild H, Weigand H (1984) Anatomie und Röntgenologie der normalen und verletzten Hüftpfanne. *Röntgen-Blatt* 37:228-235
- 59 Schopfer A, Willett K, Powell J, Tile M (1993) Cerclage Wiring in Internal Fixation of Acetabular Fractures. *Journal of Orthopedic Trauma* 7:236-241
- 60 Schopfer A, DiAngelo D, Hearn T, Powell J, Tile M (1994) Biomechanical Comparison of Methods of Fixation of isolated Osteotomies of the Posterior Acetabular Collumn. *International Orthopedics* 18:96-101

- 61 Shazar N, Brumback RJ, Novak VP, Belkoff SM (1998) Biomechanical Evaluation of Transverse Acetabular Fracture Fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 352:215-222
- 62 Spencer R (1989) Acetabular Fractures in older Patients. *Journal of Bone and Joint Surgery* 71:774-776
- 63 Stroszynski C, Schedel H, Stöckle U, Wellmann A, Beier J, Wicht L, Hoffmann R, Felix R (1996) Klinischer Einsatz multiplanarer und 3D-Rekonstruktionen der Spiral-CT in der Diagnostik der Azetabulumfrakturen. *Aktuelle Radiologie* 6:91-95
- 64 Thomas KA, Vrahas MS, Noble JW, Bearden CM, Reid JS (1997) Evaluation of Hip Stability after Transvers Acetabular Fractures *Clinical Orthopaedics and Related Research* 340:244-256
- 65 Tile M (1980) Fractures of the Acetabulum. *Orthopedic Clinics of North America* 11:481-506
- 66 Tile M (1984) Fractures of the Pelvis and Acetabulum. Williams & Wilkens, Baltimore
- 67 Tscherne H, Pohlemann T (1998) Unfallchirurgie, Becken und Azetabulum. Springer, Berlin Heidelberg New York
- 68 Tscherne H, Pohlemann T, Gänsslen A, Hartung S (1998) Beckenverletzungen, Hefte zu der Unfallchirurg, 266, Springer, Berlin Heidelberg New York
- 69 Widmer KH, Zurfluh B, Morscher EW (2002) Load Transfer and Fixation Mode of Press-Fit Acetabular Sockets. *The Journal of Arthroplasty* 17:926-934

9 Publikation und Danksagung

Die Publikation der Ergebnisse der vorliegenden biomechanischen Studie ist für Juli 2006 geplant.

Mein besonderer Dank gilt:

Herrn Prof. Dr. med. T. Pohlemann

Direktor der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes für die Themastellung und Betreuung der Arbeit.

Herrn Dr. med. U. Culemann

Oberarzt der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums des Saarlandes für die Motivationsarbeit, die große Unterstützung bei der praktischen Durchführung der Versuche, und Erstellung der Arbeit.

Den Mitarbeitern der Zentralen Forschungswerkstätten

der Medizinischen Hochschule Hannover für die Herstellung von Konstruktionsbausteinen des Versuchsaufbaus

Herrn Prof. Dr. med. H. D. Tröger und Mitarbeitern

Institut für Gerichtsmedizin für die Unterstützung der Arbeit

Herrn Dr. med. Th. Ragg

Für die besondere Motivationsarbeit

Meiner Ehefrau Sandra und meinen Eltern,

die mich in allen Phasen der Arbeit unterstützt und gefördert haben. Meine Eltern ermöglichten mir das Studium und schließlich auch das Erstellen der Arbeit. Meine Familie tolerierte den hohen Zeitaufwand für das Erstellen der Dissertationsschrift und motivierte mich letztlich bis zum Abschluss der Dissertation.

10 Lebenslauf

Markus Siggelkow

geboren am 25.11.1969 in Hannover
Helene-Engelbrecht-Str. 121
38124 Braunschweig

Staatsangehörigkeit

deutsch

Familienstand

verheiratet mit Sandra Siggelkow (geb. Rümker)
2 Kinder: Konrad (*24.02.2002), Emil (*22.06.2004)

Eltern

Friedrich-Wilhelm Siggelkow, Margrit Siggelkow (geb. Wüsten)

Schulbildung

1976 *Grundschule Olberstraße, Hannover*
1980 *Orientierungsstufe Hildesheimerstraße, Hannover*
1982 *Gymnasium, Bismarckschule Hannover*
1989 *Abitur*
1990 *Prüfung zum Rettungssanitäter der Johanniter-Unfall-Hilfe*
bis 1997 *Fort- und Weiterbildungen im Bereich Rettungsdienst*

Wehr-Ersatzdienst

01.06.1989 bis 30.09.1990 Johanniter-Unfall-Hilfe e.V. Hannover

Auslandsaufenthalte

Juli 1996 bis März 1997 Wiederaufbau der präklinischen und klinischen Notfallmedizin in Sarajevo, Bosnien Hercegovina. Organisation der Ausbildung für ein internationales Projekt der Europäischen Union. Aufgabenfeld: Ausbildungsleitung und medizinische Koordination

Hochschulbildung

10/1991 – 10/1997 *Medizinstudium an der Medizinischen Hochschule Hannover*

August 1993 *Physikum*

August 1994 *erster Teil der ärztlichen Prüfung*

September 1997 *zweiter Teil der ärztlichen Prüfung*

Oktober 1998 *dritter Teil der ärztlichen Prüfung*

Berufsausbildung

▪ *AiP in der Unfallchirurgischen Klinik Braunschweig*

01.06.2000 *Approbation als Arzt*

Facharztausbildung für Chirurgie in den Kliniken Braunschweig und Wolfsburg

08.06.2004 *Facharztprüfung Chirurgie*

seit 12/2004 *Weiterbildung Gefäßchirurgie in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie Braunschweig*