

Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

Zentrum für Operative Medizin

Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie

Direktor: Prof. Dr. med. Johannes M. Rueger

Biomechanische Untersuchung peri- und interprothetischer Frakturen des Femurs

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

vorgelegt von:

Daniel Melzner

aus

Hamburg

Hamburg 2013

**Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am 09.04.2013.**

**Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.**

Prüfungsausschuss, der Vorsitzende: Prof. Dr. W. Lehmann

Prüfungsausschuss, zweiter Gutachter: PD Dr. F. Barvencik

Prüfungsausschuss, dritter Gutachter: Prof. Dr. C. Habermann

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	5
1.1 Definition der peri- und interprothetischen Fraktur	5
1.2. Klassifikationen der periprothetischen Fraktur	6
1.3. Klassifikationen der interprothetischen Fraktur	8
1.4. Ätiologie peri- und interprothetischer Frakturen	9
1.5. Diagnostik	11
1.6. Versorgung und Komplikationen	11
1.7. Fragestellung und Ziel der biomechanischen Studie	13
2. Material und Methodik	14
2.1. Patientenkollektiv	14
2.2. pQCT-Messung und Gruppenverteilung	15
2.3. Gruppencharakteristika	16
2.4. Präparate	17
2.5. Implantate	18
2.5.1. Smith & Nephew Synergy Hüftsystem	18
2.5.2. Smith & Nephew Genesis II Knie-System	18
2.5.3. Smith & Nephew Versabond Knochenzement	19
2.5.4. Smith & Nephew Bio Plug Zementstopper	19
2.5.5. Smith & Nephew Peri-Loc Osteosyntheseplatten	19
2.5.6. Smith & Nephew Peri-Loc assoziierte Schrauben	20
2.6. Instrumentieren der Femora	20
2.6.1. Implantation des Synergy Prothesenschaftes	20
2.6.2. Implantation des Genesis II Knie-Systems	23
2.6.3. Instrumentieren der 4,5mm Verriegelungsplatten	25
2.7. Vorbereitung des biomechanischen Biegeversuches	27
2.8. Biomechanischer Vier-Punkt-Biegeversuch	28
2.9. Prüfmaschine und Versuchsaufbau	29
2.10. Frakturlokalisierung und Frakturmuster	31
2.11. Statistik	32
3. Ergebnisse	33
3.1. Ermittelte maximale Kraft der Gruppe I	34

3.2.	Ermittelte maximale Kraft der Gruppe II	35
3.3.	Ermittelte maximale Kraft der Gruppe III	36
3.4.	Frakturlokalisationen und aufgetretene Frakturmuster	36
4.	Diskussion	39
5.	Zusammenfassung	45
6.	Abkürzungsverzeichnis	46
7.	Tabellenverzeichnis	48
8.	Abbildungsverzeichnis	49
9.	Literaturverzeichnis	51
10.	Danksagung	58
11.	Lebenslauf	59
12.	Eidesstattliche Versicherung	60

1. Einleitung

In einer Zeit, in der die Lebenserwartung der Menschen in Deutschland immer weiter steigt und in dessen Folge eine kontinuierliche Zunahme des endoprothetischen Gelenkersatzes arthrotischer Gelenke zu beobachten ist, stellt die periprothetische Fraktur des Femurs keine Seltenheit mehr dar (Springer et al. 2003). War diese Form der Femurfraktur vor einigen Jahren noch als eine wahre Rarität in unfallchirurgischen Kliniken anzutreffen, ist sie heute eine feste Größe unter den vorgefundenen Frakturen (Mähring und Kohrgruber 2009). Zum einen nach traumatischer Krafteinwirkung (Gruner et al. 2004) sowie begleitenden internistischen und neurologischen Morbiditäten (Buchholz et al. 1995) oder aber als gefürchtete Komplikation des endoprothetischen Gelenkersatzes (Rupprecht et al. 2008), ist eine weiterhin steigende Prävalenz periprothetischer Frakturen des Femurs sowohl intra- als auch postoperativ zu erwarten (Berry et al. 1999).

Im Gegensatz zu der periprothetischen Fraktur stellt die interprothetische Fraktur des Femurs noch immer eine Seltenheit mit äußerst geringer Fallzahl und Dokumentation dar (Kenny et al. 1998), obwohl auch hier ein Anstieg derselbigen feststellbar ist (Mamczak et al. 2010). Da derartige Frakturen oftmals in Kombination mit hochgradiger Osteoporose (Lehmann et al. 2010) bzw. stark geminderter Knochenqualität (Hou et al. 2011) und Krankheiten des Knochenstoffwechsels in Erscheinung treten, stellen diese mitunter höchste Anforderungen an den unfallchirurgischen Operateur.

1.1. Definition der peri- und interprothetischen Fraktur

Als periprothetische Frakturen werden grundlegend diejenigen Frakturen bezeichnet, welche in Umgebung zu implantierten Endoprothesen auftreten. Dabei kann es sich um Frakturen des Femurs bei ipsilateral implantierter Hüft- oder Knie-TEP handeln, aber auch um Frakturen des Humerus bei einliegenden Endoprothesen des Schulter- bzw. des Ellenbogengelenkes. Eine feste örtliche Restriktion, wie z.B. ein Frakturspalt oder eine Fissur angrenzend an eine Endoprothese, ist hierbei nicht zwingend von Nöten. So wird nach klinischen Klassifikationssystemen sowohl die proximale Femurfraktur mit Frakturspalt nahe oder mit Beteiligung der einliegenden Hüft-TEP als periprothetische Fraktur bezeichnet, wie auch die distal gelegene supracondyläre Femurfraktur ohne eine direkte Beteiligung des Prothesenschaftes.

Die interprothetische Fraktur hingegen, findet sich immer zwischen zwei ipsilateral implantierten Endoprothesen, wie z.B. oftmals zwischen Hüft- und Knieendoprothesen. Dabei kann es sich um Frakturen zwischen dem Prothesenschaft der Hüft-TEP und dem einfachen Oberflächenersatz des Kniegelenkes handeln, oder aber um Frakturen zwischen zwei Endoprothesenschaften (Raschke et al. 2009), da mittlerweile immer häufiger Knieendoprothesen mit gestielten Femurkomponenten bei Revisionsoperationen Verwendung finden (Iesaka et. al 2005).

1.2. Klassifikationen der periprothetischen Fraktur

Nicht unerheblich für die Planung und Durchführung von Behandlungsmaßnahmen ist eine adäquate Klassifikation einer vorliegenden Femurfraktur. Hierfür finden sich verschiedenste Klassifikationsschemata. Bereits 1974 setzten Whittaker et al. Femurfrakturen bei einliegender Hüftendoprothese zueinander in Beziehung, es folgte eine der ersten Klassifikationen von periprothetischen Frakturen nach Frakturlokalisation mit einer Einteilung in drei Gruppen. Heutzutage weltweit verbreitete Frakturklassifikationen sind diejenigen nach Johansson oder aber nach Masri und Duncan (Vancouver Klassifikation) (Mostofi 2006).

Johansson und Mitarbeiter verfassten 1981 eine Einteilung bezüglich der Lage des Frakturspaltes in Relation zur Implantatspitze unter Berücksichtigung einer eventuellen Dislokation der Prothese im Markraum (Johansson et al. 1981). So ergaben sich in der Johansson Klassifikation drei Typen der periprothetischen Femurfraktur:

- Typ I: Frakturen proximal der Prothesenspitze, der Schaft verbleibt stabil gelagert im Markraum des Femurs
- Typ II: Frakturen im Bereich der Prothesenspitze mit jetzt dislozierter, instabiler Lagerung des distalen Anteils des Implantates
- Typ III: Frakturen distal der Prothesenspitze

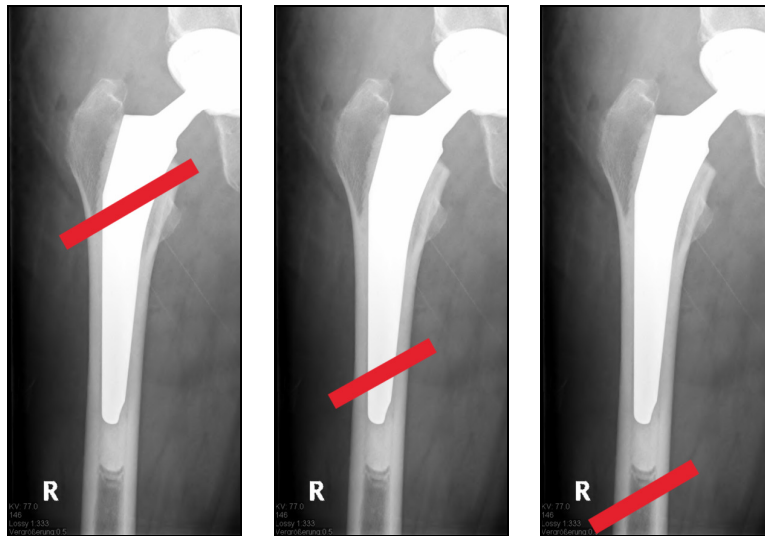


Abbildung 1: Johansson Klassifikation. Frakturen mit proximaler Lage zur Prothesenspitze werden als Johansson Typ I, Frakturen nahe der Prothesenspitze als Typ II und Frakturen distal der Prothesenspitze als Typ III bezeichnet.

Eine bei weitem differenziertere Klassifikation, sowohl hinsichtlich der Entscheidungsfindung von Therapieoptionen als auch Komplikationen betreffend, bietet die von Duncan und Masri 1995 vorgestellte Vancouver Klassifikation (Duncan und Masri 1995). Hierbei findet neben der Frakturhöhe in Bezug auf die Prothese und Trochanterregion auch die Stabilität des Implantates und die Qualität des Knochens Beachtung. Unterschieden werden die drei Haupttypen der Fraktur, welche noch in weitere Untergruppen unterteilt werden können:

- Typ A: Frakturen im Bereich von Trochanter major und minor
 - A1: Trochanter major
 - A2: Trochanter minor
- Typ B: Frakturen im Bereich der Diaphyse bis distal des Prothesenschaftes
 - B1: Stabile Situation der Prothese
 - B2: Instabile Situation der Prothese bei annehmbarer Knochenqualität
 - B3: Instabile Situation der Prothese bei schlechter Knochenqualität
- Typ C: Distale Femurfrakturen, deutlich unterhalb der Prothesenspitze lokalisiert

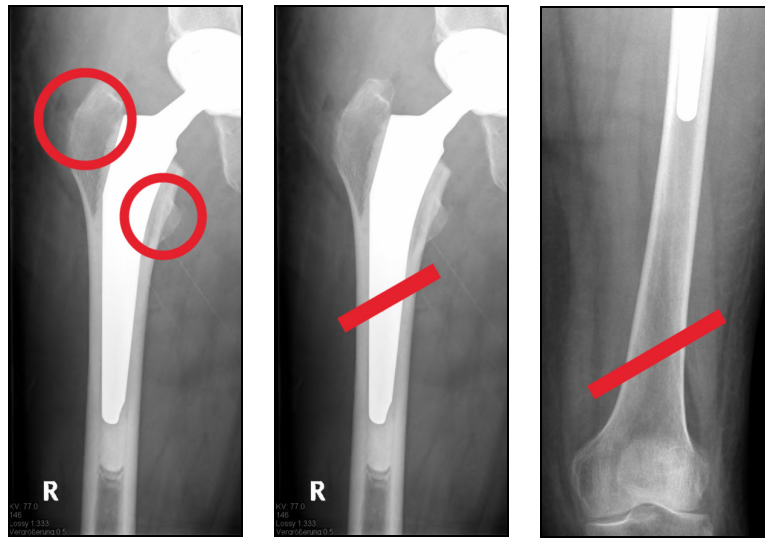


Abbildung 2: Vancouver Klassifikation. Vancouver Typ A Frakturen befinden sich im Bereich des Trochanter major bzw. minor, Typ B Frakturen im Bereich der Diaphyse und Typ C Frakturen deutlich unterhalb der Prothesenspitze.

1.3. Klassifikationen der interprothetischen Fraktur

Bei Klassifikationen von interprothetischen Frakturen des Femurs handelt es sich meist um modifizierte Vancouver Klassifikationssysteme (Platzer et al. 2011; Fink et al. 2005). Platzer et al. publizierten 2011 folgendes Klassifikationssystem in Anlehnung an die Vancouver Klassifikation:

- Typ I: Frakturen distal des Hüft- und proximal des Knieprothesenschaftes
- Typ II: Frakturen, welche an den Hüft- oder Knieprothesenschaft angrenzen
- Typ III: Frakturen, welche sowohl an Hüft- als auch an Knieprothesenschaft angrenzen

Zusätzlich wurden die drei Frakturtypen in drei weitere Untergruppen unterteilt:

A: Stabile Lage beider Prothesenanteile im Markraum

B: Stabile Lage eines Prothesenschaftes im Markraum bei nur einem gelockerten Prothesenschaft

B1: Gelockerter Hüftprothesenschaft

B2: Gelockerter Knieprothesenschaft

C: Lockerungszeichen sowohl von Hüft-, als auch von Knieprothesenschaft

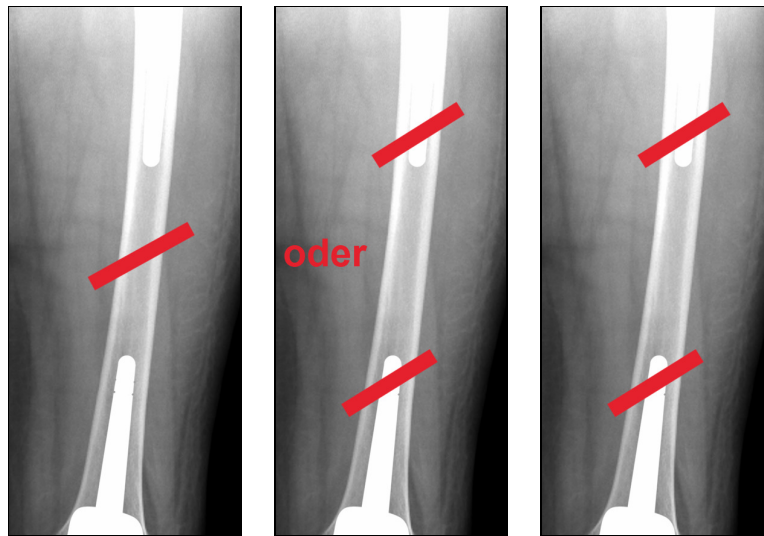


Abbildung 3: Modifizierte Vancouver Klassifikation nach Platzer. Frakturen distal des Hüftprothesenschaftes und proximal des Knieschaftes werden als Typ I Frakturen bezeichnet. Brüche mit Bezug entweder zu Knie-, oder Hüftendoprothesenschaft werden als Typ II und Frakturen nahe Knie- und Hüftprothesenschaft werden als Typ III Frakturen bezeichnet.

1.4. Ätiologie peri- und interprothetischer Frakturen des Femurs

Für die periprothetische Fraktur des proximalen Femurs bzw. des proximalen Femurschaftes im Allgemeinen werden in der unfallchirurgischen Standardliteratur eine Vielzahl von ursächlichen Faktoren der Frakturentstehung beschrieben, wobei diese einzeln oder miteinander kombiniert in Erscheinung treten können (Mutschler et al. 1999) und folglich auch eine hohe Relevanz für das Auftreten von interprothetischen Femurfrakturen besitzen.

Einen nicht unerheblichen Faktor für die Frakturgenese, stellen Pathologien des Knochenstoffwechsels dar. Im Rahmen einer osteoporotischen Knochenveränderung zeigt diese Patientengruppe die höchste Inzidenz von periprothetischen Frakturen (Lehmann et al. 2010).

Ein weiterer, schwerwiegender Faktor der Frakturentstehung ist die Lockerung des Prothesenschaftes (Harris et al. 2010; Lindahl et al. 2005). Verursacht durch eine Knochenatrophie im Femurköcher, führt sie zu einer verminderten Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochengewebe. Es kommt zu einer punktuell erhöhten Belastung einzelner Knochenanteile von Markraum und Kortikalis. Die Folge sind ungünstige biomechanische Biegemomente zwischen Knochengewebe und Implantat, welche postoperativ Ursache von Ermüdungsbrüchen oder Frakturen nach leichtesten Traumata sein können (Gruner et al.

2004). Ein beträchtlicher Anteil von periprothetischen Frakturen ist auf eine Prothesenschaftlockerung zurückzuführen und reicht in der Literatur von 23% (Rupprecht et al. 2008) bis hin zu 75% der aufgetretenen Frakturen (Bethea et. al 1982).

Weitere Risiken bringen der zementfreie press fit Ersteingriff und der zementierte Revisionseingriff mit sich. So kann es durch fehlerhaftes Vorgehen des Operators (Davidson et al. 2008), wie z.B. eine zu große Krafteinwirkung bei der Entfernung des Implantates und des Zementmantels, zu großzügige Raspel- oder Bohrerwahl (Gruner et al. 2004) oder aber durch schwierige anatomische Verhältnisse zu einer Beschädigung der Kortikalis kommen. In einer Studie von Berry et al. aus dem Jahre 1999 mit mehr als 30000 Patienten einer orthopädischen Klinik in den USA, ergab sich eine Prävalenz periprothetischer Femurfrakturen von 1,1% nach Ersteingriffen, sowie von 4% nach Revisionsoperationen.

Distale Femurfrakturen im Speziellen hingegen, treten mit einer Inzidenz von 6-7% aller Femurfrakturen auf und betreffen dabei oftmals zwei Altersgruppen. Besonders häufig zeigen junge Patienten männlichen Geschlechtes zwischen 20 und 35 Jahren sowie hochbetagte Patientinnen mit Osteoporose diese Frakturform. Stellt diese Art der Verletzung bei den jugendlichen Patienten oftmals das Ergebnis eines Hochrasanztraumas dar, so findet sich die distale Femurfraktur bei den hochbetagten Patienten häufig im Rahmen eines niederenergetischen Traumas (Martinet et al. 2000), wie es z.B. im Rahmen eines häuslichen Sturzes auftritt. Das Outcome der distalen Femurfraktur bei dem geriatrischen Patienten ist dabei noch immer schlecht (Kammerlander et al. 2012) und im Vergleich zu anderen Frakturen des alten Menschen mit einer erhöhten Sterblichkeit assoziiert (Streubel et al. 2011). Durch eine kontinuierlich zunehmende Zahl des endoprothetischen Gelenkersatzes, weisen viele ältere Patienten mit einer distalen Femurfraktur diese nunmehr in Kombination mit einer Endoprothese des Hüftgelenkes (Kammerlander et al. 2012) als periprothetische Fraktur auf.

So diese Faktoren auch mitunter die Hauptursachen der periprothetischen Femurfraktur darstellen, lassen sich jedoch noch weitere Ursachen, welche letztendlich eine Frakturentstehung begünstigen können, benennen. Dabei spielen besonders massives Übergewicht, neurologische und internistische Erkrankungen mit Einwirkung auf die Gehfähigkeit, sowie zusätzlich ein adäquates oder inadäquates Trauma in Kombination mit o.g. Faktoren, eine oftmals entscheidende Rolle bei der Frakturentstehung am instrumentierten Femur (Buchholz et al. 1995).

1.5. Diagnostik

Die Diagnose von peri- und interprothetischen Frakturen des Femurs ist oftmals schon bei der reinen klinischen Symptomatik eindeutig. Patienten mit einer Fraktur bei bereits implantierter Totalendoprothese klagen über belastungsabhängige Schmerzen bis hin zum Verlust der Gehfähigkeit (Eichinger und Forst 2005) und zeigen Schwellungen des betroffenen Beines (Kenny et al. 1998). Optisch imponieren bei der periprothetischen Fraktur zum Teil eine deutliche Verkürzung und Fehlstellung der Extremität. Aber auch anamnestisch bzw. über einen eventuellen Unfallhergang lassen sich oftmals bereits Hinweise eruieren. So berichten Patienten des Öfteren über Symptome bereits vorausgegangener Lockerungszeichen wie Instabilitätsempfinden, bewegungsabhängige Knochenschmerzen und Functio laesa im Hüftgelenk bzw. am proximalen Femurschaft. Die Diagnose kann abschließend mittels konventioneller Röntgenaufnahme als Beckenübersicht, sowie des verletzten proximalen Femurs in zwei Ebenen (Tauber et al. 2002) gesichert werden. Distale Femurfrakturen erfordern konventionelle Röntgenbilder des gesamten und eventuell Zielaufnahmen des distalen Femurs (Haas und Krettek 2012). Für die letztendliche Planung des Behandlungskonzeptes periprothetischer Frakturen sollten zusätzlich lange a.p. Aufnahmen beider angrenzender Gelenke und der gesunden Gegenseite erfolgen. Eine CT ist selten erforderlich, kann jedoch bei unklarer Ausdehnung der Fraktur in Richtung angrenzender Gelenke durchaus hilfreich und berechtigt sein (Raschke et al. 2009).

1.6. Versorgung und Komplikationen

Das Versorgungskonzept periprothetischer Frakturen kann sich bei einfachen Fissuren, stabilen Frakturen des Femurs und fehlenden Lockerungszeichen der Prothese rein konservativ gestalten (Tauber et al. 2002; McElfresh und Coventry 1974). Unter engmaschiger klinischer und radiologischer Kontrolle kann unter physiotherapeutischer Anleitung eine eventuelle Mobilisation unter Teilbelastung erfolgen. Als instabil gewertete Frakturen des Femurschaftes mit radiologischen Lockerungszeichen (McLean et al. 2012) oder Frakturen mit Dislokation der Prothese müssen revidiert oder bei noch stabiler Prothesenlage im proximalen Femur osteosynthetisch versorgt werden (Sah et al. 2010; Siegmeth et al. 1998). Hierzu stehen unterschiedliche operative Stabilisierungen zur Verfügung. Biomechanisch besonders effektiv, hinsichtlich der Stabilität des Femurs bei peri- und interprothetischen Frakturen, erwiesen sich winkelstabile Plattensysteme, welche zum

Teil auch minimalinvasiv im Sinne eines Fixateur interne auf den Knochen aufgebracht werden können (Lehmann et al. 2010). Die Kombination aus winkelstabilen Plattensystemen und proximalem Einsatz von Cerclagen, sollte aufgrund des negativen Einflusses auf die Durchblutung des Knochengewebes und ihrer biomechanischen Unterlegenheit gegenüber einer adäquaten, winkelstabilen Verschraubung zurückhaltend eingesetzt werden (Fulkerson et al. 2006; Dennis et al. 2000). Nur wenige Einzelfälle bedingen einen totalen Femurersatz (Soenen et al. 2011).

Die rein konservative Therapie der distalen Femurfrakturen stellt in der heutigen Zeit eine Ausnahme dar und findet nur noch bei stark erhöhtem operativem Risiko Anwendung, gilt aber aufgrund häufiger Komplikationen (Higgins 2007) gemeinhin als obsolet (Haas und Krettek 2012). Distale Femurfrakturen bei ipsilateral einliegender, stabiler Endoprothese des Hüftgelenkes bieten die Möglichkeit der Versorgung mit einem retrograden Marknagel (Heiney et al. 2012) und Sicherung von Lage und Rotationsstabilität mittels Verriegelungsschrauben. Vorhergehende biomechanische Studien zeigten jedoch ein deutlich erhöhtes Risiko für das Auftreten von Frakturen zwischen beiden intramedullären Implantaten im Sinne einer interprothetischen bzw. interimplantären Fraktur durch eine signifikant verminderte Stabilität des Femurs (Lehmann et al. 2010). Neben der Verwendung eines Femurnagels wird auch die gestielte Knieendoprothese (Appleton et al. 2006; Rosen und Strauss 2004) und die winkelstabile Plattenosteosynthese für die operative Behandlung der distalen Femurfrakturen diskutiert (Kao et al. 2009), wobei allerdings biomechanische Auswirkungen bezüglich der Stabilität des Femurs bei diesen Therapieoptionen nach bisherigem Kenntnisstand noch nicht hinreichend und im direkten Vergleich untersucht wurden. Unklar ist hierbei, inwieweit ein weiterer intramedullär zementierter bzw. ein extramedullärer Krafträger die Festigkeit des Femurs evtl. ebenfalls nachteilig beeinflusst.

Die Versorgung periprothetischer Femurfrakturen im Allgemeinen bringt oftmals eine nicht unerhebliche Anzahl von Komplikationen mit sich. Genannt werden ausbleibende oder verzögerte Frakturheilung mit Pseudarthrosenbildung, oberflächliche Wundinfektionen sowie tiefe Implantatinfektionen und Refrakturen bei unbefriedigendem Outcome (Holley et al. 2007). Als ursächlich für diese Komplikationen nach operativen Eingriffen wurden wiederum eine fehlende Patienten Compliance, eine fehlerhafte Analyse der vorhandenen Fraktur, eine mangelhafte Implantatwahl sowie eine falsch gewählte Operationstechnik beschrieben (Gruner et al. 2004). Komplikationen distaler Femurfrakturen im Speziellen zeigen dabei ebenfalls häufig ausbleibende Frakturheilung, Implantat bezogene Komplikationen, sowie eine mangelhafte Frakturausrichtung (Collinge et al. 2011).

Trotz der heutzutage ausgereiften Versorgungsoptionen bleiben Femurfrakturen bei einliegenden Endoprothesen generell Problemfrakturen. So liegt die Komplikationsrate der operativen Versorgung der periprothetischen Frakturen bei bis zu 37%, wobei eine Mortalität nach oben genannten Eingriffen mit 15,6% angegeben wird (Fitzgerald et al. 1988). Die Komplikationsrate von interprothetischen Frakturen, wird hingegen mit bis zu 75% beschrieben. Dabei ist das funktionelle Outcome bei beiden Frakturtypen schlecht und eine Restitutio ad integrum selten (Young et al. 2008; Kenny et al. 1998).

1.7. Fragestellung und Ziel der biomechanischen Studie

Vorhergehende biomechanische Studien zeigten eine signifikante Minderung der Stabilität des Femurs bei einliegenden intramedullären Implantaten und damit ein erhöhtes Risiko peri- und interprothetischer Frakturen (Lehmann et al. 2010). Ziel dieser biomechanischen Studie war in erster Linie die Beantwortung folgender Fragestellungen:

1. Erhöhen zwei ipsilateral zementierte Endoprothesenschäfte des Femurs das Risiko für das Auftreten einer interprothetischen Fraktur?
2. Ist ein winkelstabiler extramedullärer Kraftträger für die Versorgung supracondylärer periprothetischer Femurfrakturen unter Umständen biomechanisch besser geeignet als ein intramedullärer Kraftträger?
3. Welchen Einfluss hat die Länge des extramedullären Kraftträgers auf die Stabilität des Femurs bei einer einliegenden Endoprothese?

Zur Beantwortung dieser Fragestellungen wurden die von Rupprecht et al. im Jahre 2011 entwickelten Mechanismen zur biomechanischen Untersuchung inter- und periprothetischer Frakturen des Femurs unter der Zuhilfenahme eines biomechanischen Vier-Punkt-Biegeversuches verwendet.

2. Material und Methodik

Bei dieser experimentellen Studie handelte es sich um eine Zusammenarbeit der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie mit dem Institut für Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf, sowie dem Institut für Biomechanik der Technischen Universität Hamburg-Harburg. Alle Versuchsreihen wurden in Übereinstimmung mit den lokalen Ethikrichtlinien durchgeführt.

2.1. Patientenkollektiv

Es wurden 18 (n=18) menschliche Femora von zehn verstorbenen Patienten aus dem Institut für Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf für die Studie genutzt. Die Spender der Femora verstarben an akuten Krankheiten oder Unfällen und hatten vor ihrem Tode keinerlei immobilisierende Morbiditäten in ihrer Patientengeschichte. Dies wurde anhand der Patientenakten des klinikeigenen Zentralarchivs, oder aber anhand von zusätzlich angeforderten Arztbriefen und Krankenakten überprüft. Es wurden darüber hinaus Beckenkammbiopsien entnommen, um Krankheiten auszuschließen, die den Knochenstoffwechsel beeinflussten. Patienten mit bekannter Medikation, welche sich ungünstig auf den Knochenstoffwechsel auswirkte, wurden zu dieser Studie nicht zugelassen. Vorschädigungen der Präparate, im Sinne von Frakturen oder Haarrissen, lagen nicht vor. Von diesen zehn Patienten waren sieben männlichen und drei weiblichen Geschlechtes. Das mittlere Alter der Spender belief sich auf 75,6 Jahre (66-91 Jahre; SD 7,9 Jahre). Die Individuen wiesen eine mittlere Körpergröße von 178,5cm (160-190cm; SD 11,3cm) und ein mittleres Gewicht von 82,8kg (50-100kg; SD 19,3kg) auf.

Patientenkollektiv				
Spender	Alter in Jahren	Körpergröße in cm	Gewicht in kg	Geschlecht
1	73	175	80	Weiblich
2	66	175	80	Männlich
3	78	190	98	Männlich
4	75	180	80	Männlich
5	68	185	100	Männlich
6	75	190	100	Männlich
7	91	160	50	Weiblich
8	78	180	90	Männlich
9	85	160	50	Weiblich
10	67	190	100	Männlich

Tabelle 1: Patientenkollektiv. Übersicht über Alter, Körpergröße, Gewicht und Geschlecht von den verstorbenen Spendern der im biomechanischen Biegeversuch genutzten Femora.

2.2. pQCT-Messung und Gruppenverteilung

Nach der Entnahme der Femora wurden diese mittels pQCT (XCT-2000; Stratec Medizintechnik, Pforzheim, Deutschland) hinsichtlich ihrer Knochendichte (in mg/ccm) untersucht. Das Gerät wurde nach Herstellerangaben kalibriert und die Messung an Diaphyse und Epicondylus vorgenommen. Dabei ist eine 2mm starke tomographische Schicht sowohl am Condylus als auch an der Diaphyse vermessen worden. Die Länge des Femurs wurde als Abstand zwischen dem distalen Ende des Condylus und der Spitze des Trochanter major festgelegt. Bildverarbeitung und Berechnung sind mit der Software des Herstellers vorgenommen worden (Version 2.01). Es wurden ausschließlich osteoporotische Knochenpräparate für die Versuchsreihe zugelassen, da diese Patientengruppe die höchste Inzidenz periprothetischer Frakturen zeigt (Lehmann et. al 2010) und sich so eine hohe klinische Relevanz erzielen ließ. Eine Knochendichte von unter 1000mg/ccm Knochengewebe wurde dabei als osteoporotischer Knochen definiert. Es wurden daher nur Präparate für diese Studie verwendet, welche eine Knochendichte unter 1000mg/ccm Knochengewebe aufwiesen.

Anhand der erhaltenen Knochendichten konnte nun die Verteilung auf drei vorher festgelegte Gruppen erfolgen (jeweils n=6). Es wurde bei der Gruppenerstellung besonders auf sich annähernde Werte in Bezug auf die Knochendichte der Femora geachtet, so dass jede Gruppe mit nahezu gleichen Voraussetzungen begann. Bei der Erstellung der Gruppen wurde ebenfalls auf eine gleichmäßige Seitenverteilung der Femora Wert gelegt. Dies bedeutete, dass jede Gruppe eine gleiche Anzahl rechter und linker Femora aufwies. Die Gruppen I und II wurden hierbei zusätzlich ihrem entsprechenden gegenseitigen Femur gegenübergestellt

(match paired). Es ergaben sich dabei Mittelwerte der Knochendichten in Gruppe I von 749,5 mg/ccm (SD 183,1 mg/ccm), sowie ein Mittelwert von 841,8 mg/ccm in Gruppe II (SD 207,8 mg/ccm) und 699,3 mg/ccm in Gruppe III (SD 157,7 mg/ccm). Der Gesamtmittelwert der Knochendichten aller drei Gruppen belief sich auf 763,5 mg/ccm (SD 72,3 mg/ccm).

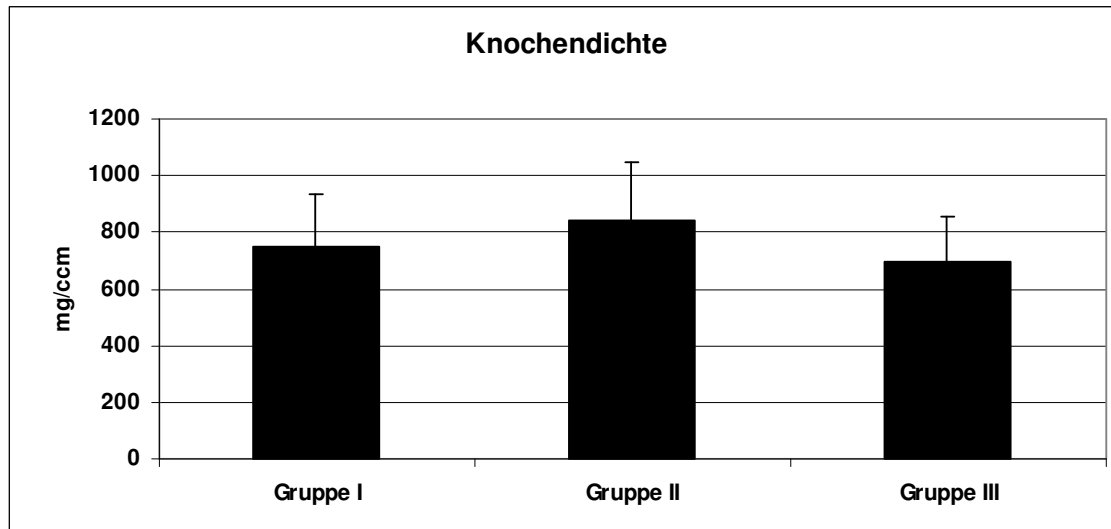


Abbildung 4: Ermittelte Knochendichte. Anhand der pQCT-Messung wurde die Knochendichte der Femora berechnet, so dass jede Gruppe mit gleichen Voraussetzungen hinsichtlich der Knochendichte begann.

2.3. Gruppencharakteristika

Nach Abschluss der Knochendichteuntersuchung und der Gruppenerstellung, den oben genannten Kriterien entsprechend, mussten die Femora je nach Gruppenzugehörigkeit instrumentiert werden. Eine erste Übersicht über die vorgenommene Instrumentierung veranschaulicht Abbildung 5.

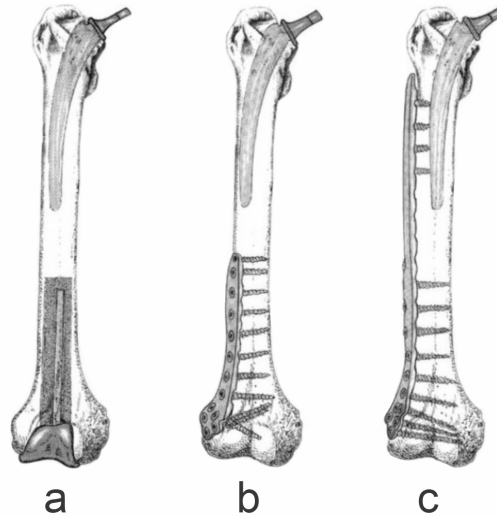


Abbildung 5: Gruppencharakteristika. Je nach Gruppenzugehörigkeit erfolgte die Instrumentierung der Femora. Jede Gruppe wurde mit einem Endoprothesenschaft des Hüftgelenkes in Kombination mit a) Revisionsschaft des Kniegelenkes, b) distaler kurzer Femurplatte und c) distaler langer Femurplatte instrumentiert.

2.4. Präparate

Die explantierten Femora wurden bis maximal 48 Stunden post mortem asserviert und nach der Präparation bei -20°C tiefgefroren. Um eine größtmögliche Konstanz bei der Präparation und der Gewinnung der Präparate zu gewährleisten, wurde diese von nur einer Person vorgenommen. Vor der Implantation von Endoprothesen und dem Aufbringen von Osteosynthesen wurden die Femora bei Zimmertemperatur aufgetaut und anschließend von allem weichen Gewebe befreit. Es stand hierzu das Instrumentarium der Firma Aesculap (Am Aesculap-Platz, 78532 Tuttlingen, Deutschland) zur Verfügung. Dabei handelte es sich um scharfe Löffel (Aesculap FK363R), Raspatorium (Aesculap FK350R) und Skalpell (Aesculap BB073R, sowie Skalpellklingen Aesculap Cutfix). Auch hier wurde die Präparation der Knochen durchgehend von derselben Person durchgeführt. Bei der Präparation wurde auf besonders schonendes Entfernen des weichen Gewebes geachtet, so dass es zu keinerlei Beschädigungen des Präparates bzw. der Kortikalis des Knochens kam, welche die Stabilität und Integrität des Femurs bei dem Biegeversuch hätte beeinträchtigen können. Um ein Austrocknen der Präparate während der Präparation und des Instrumentierens zu verhindern, wurden diese mittels einer physiologischen Kochsalzlösung und Sprühvernebler konsequent

benetzt, so dass es zu keiner negativen Beeinflussung der Festigkeit der Femora durch Austrocknung kommen konnte.

2.5. Implantate

Für die Instrumentierung der Femora wurden ausschließlich Implantate der Firma Smith & Nephew (Mainstraße 2, 45768 Marl, Deutschland) verwendet.

2.5.1. Smith & Nephew Synergy Hüftsystem

Das konische Synergy Hüftsystem des Herstellers Smith & Nephew ist sowohl mit zementiertem als auch nicht-zementiertem Prothesenschaft für die Primärversorgung der Coxarthrose vorgesehen. Das Größenspektrum der Synergy Schäfte umfasst zehn Größen (9-18). Der Prothesenhals des Synergy Schaftes ist hochglanzpoliert, dies führt zu einer deutlich geminderten Bildung von Abriebpartikeln. Die ebenfalls polierte und abgerundet geformte Prothesenspitze verringert Schäden am Endost und damit verbundene Knochenschmerzen. Synergy Prothesenschäfte weisen eine durchgehende Furchung längs des Schaftes auf und sichern damit die Rotationsstabilität des Implantates im Femurköcher. Es wurde für den biomechanischen Vier-Punkt-Biegeversuch ausschließlich die zementierte Version des Synergy Hüftschafte verwendet, da knöchernes Einwachsen und die letztendliche Festigkeit des nicht-zementierten Prothesenschafte unter Testbedingungen nicht feststellbar ist (Fulkerson et al. 2006).

2.5.2. Smith & Nephew Genesis II Kniesystem

Eine Indikation für das Genesis II CC Condylar Constrained Kniesystem ist der Revisionseingriff mit bereits vorhandenen Knochendefekten. Es findet aber auch bei labilen Gelenksituationen, wie sie z.B. bei Bandinstabilitäten bei Kreuz- und Seitenbanddefekten auftreten, häufige operative Anwendung. Geschmiedet aus einer Titanlegierung ist das Genesis Kniesystem in neun Prothesengrößen verfügbar. Es wurde für die Versuchsreihe mit Femora der Gruppe I ausschließlich das zementierte Genesis II CC Condylar Constrained Revisionskniesystem verwendet.

2.5.3. Smith & Nephew Versabond Knochenzement

Versabond ist ein schnell härtender, steriler Knochenzement mittlerer Viskosität. Der Knochenzement wird unmittelbar vor der geplanten operativen Verwendung mittels zweier Komponenten steril angemischt. Er ist optimiert für ein intraoperatives Anfertigen unter einer Vakuumvorrichtung, kann jedoch auch komplikationslos von Hand angemischt werden. Die letztendliche Verarbeitung kann dann sowohl mit Zementspritze, als auch manuell erfolgen. Die Komponenten bestehen zum einen aus dem Zementpulver (Polymerpulver) und zum anderen aus der Braunglasampulle bzw. der darin enthaltenen Monomerflüssigkeit. Beim Vermengen dieser beiden Komponenten entsteht eine leicht zu verarbeitende, zähflüssige Masse, welche zur Verankerung von Endoprothesen des Hüft-, Knie- und Schultergelenkes Verwendung findet.

2.5.4. Smith & Nephew Bio Plug Zementstopper

Es handelt sich hierbei um einen vollresorbierbaren, sterilen Gelatinezylinder, welcher in elf Größen verfügbar ist und vor der zementierten Implantation von Endoprothesen über eine Meßsonde in das Femur eingebracht wird. Der Bio Plug Zementstopper dient dabei dem distalen Verschluss der Markrauhöhle und damit dem Schutz vor einem unkontrollierten Einwandern des Knochenzementes bei der Implantation von Endoprothesen in den Femurköcher.

2.5.5. Smith & Nephew Peri-Loc Osteosyntheseplatten

Peri-Loc winkelstabile Verriegelungsplatten finden vor allem als Osteosynthesen bei Frakturen der langen und kurzen Knochen sowohl im Erwachsenen-, als auch im Kindesalter Verwendung. Peri-Loc Osteosyntheseplatten sind anatomisch geformt und in rechter und linker Ausführung sowie in verschiedenen Längen erhältlich. Hergestellt aus 316L Implantatstahl, sorgt dieser für eine besonders hohe Stabilität und Haltbarkeit des Implantates in vivo. Es wurden für diese Studie kurze, sowie lange distale Femurplatten in rechter und linker Ausführung genutzt. Bei der kurzen distalen Verriegelungsplatte handelte es sich ausschließlich um 4,5mm 10-Loch Osteosyntheseplatten von 230mm Länge, bei der langen distalen Verriegelungsplatte um eine 4,5mm 16-Loch Osteosyntheseplatte von 342mm Länge.

2.5.6. Smith & Nephew Peri-Loc assoziierte Schrauben

Verwendet wurden ausschließlich Smith & Nephew Peri-Loc 4,5mm selbstschneidende Kortikalis-Verriegelungsschrauben und diese, je nach anatomischen Gegebenheiten, in unterschiedlichen Längen mit scharfer Spitze für bikortikalen Einsatz am Femurschaft bzw. distal der Prothesenspitze.

2.6. Instrumentieren der Femora

Die nach der schonenden Präparation von allem weichen Gewebe befreiten Femora konnten nun in Vorbereitung auf den biomechanischen Biegeversuch instrumentiert werden. Man begann jeweils mit der Implantation des Synergy Femurschaftes gefolgt von der Implantation von Knierevisionschaft oder winkelstabilen Osteosyntheseplatten und richtete sich bei dem Vorgehen nach den aktuellsten Operationsanleitungen und Implantationsempfehlungen der Firma Smith & Nephew. Dabei wurde ausschließlich das hierfür vorgesehene Instrumentarium verwendet.

2.6.1. Implantation des Synergy Prothesenschaftes

Es wurde mit einer ersten optischen Begutachtung des zu instrumentierenden Femurs in Bezug auf die Prothesengröße, der durchzuführenden Osteotomie und hinsichtlich des Osteotomiewinkels in Relation zu den anatomischen Verhältnissen des jeweiligen Knochens, begonnen. Darauf folgte die Osteotomie mit Entfernung von Collum und Caput femoris in circa 45° von der medialen Oberkante des Trochanter minor in Richtung der lateralen Oberkante des Trochanter major, leicht oberhalb der Linea intertrochanterica unter Zuhilfenahme des Osteotomy Guide. Die Osteotomie musste besonders sorgsam durchgeführt werden, so dass es zu keinerlei Beschädigungen von Knochen und Kortikalis bzw. des großen und kleinen Rollhügels kam. Es wurden hierzu die oszillierende Säge Fein Multimaster (C.E. Fein GmbH, Hans-Fein-Str. 81, 73529 Schwäbisch-Gmünd, Deutschland), sowie E-Cut Standard Sägeblätter von 0,9mm Stärke verwendet.

Nach Überprüfen des Ergebnisses konnte nun mit der Bearbeitung des Femurschaftes begonnen werden. Zum ersten Eröffnen des Markraumes verwendete man den im Instrumentarium vorgesehenen Kastenmeißel und Hammer. Hiernach war eine weitergehende Präparation des Markraumes notwendig. Es wurde nun der Canal Finder mit dem T-Handgriff

verbunden und unter drehenden Bewegungen vorsichtig in den Markraum vorgeschoben. Besonderes Augenmerk wurde auf die Ausrichtung des Canal Finders in lateraler Position im Femurschaft, also in Übereinstimmung mit der natürlichen, achsgerechten Stellung des Femurs, gelegt. Hierauf folgte die zunehmende Weitung des Markraumes durch die Verwendung des Femoral Reamers in Kombination mit dem T-Handgriff. War eine ausreichende Weitung des Markraumes erreicht, konnte die Bearbeitung des Markraumes mit den Knochenraspeln fortgesetzt werden. Hierbei wurde die Knochenraspel in zuerst kleiner Größe in den Raspelhalter gespannt, dann wurde die Raspel mittels einiger Hammerschläge wiederholt in den Markraum getrieben bzw. wieder entfernt. In aufsteigender Größe der Raspeln, wurde nun der Markraum deutlich für die letztendliche Implantation des Prothesenschaftes geweitet. Dies musste unter äußerster Sorgfalt geschehen, da eine zu groß gewählte Markraumraspel bzw. eine zu hohe Kraftaufwendung Knochen (bzw. Kortikalis) sprengen kann, was diesen für einen Biegeversuch unbrauchbar machen würde. Auch hier musste in Bezug auf die Einhaltung der natürlichen femoralen Achse und die letztendliche korrekte Lage des Implantates Obacht gegeben werden. Die richtige Schaftgröße war nunmehr erreicht, wenn die Raspeleoberkannte leicht unterhalb des Osteotomiesaaumes zu liegen kam und sich nicht weiter in den Markraum einbringen ließ. Von großer Bedeutung war hierbei, dass die letztendlich zementierte Schaftgröße um eine Größe kleiner sein sollte, als die zuletzt verwendete Knochenraspel um periprothetische Frakturen und Fissuren der Kortikalis bei der Implantation zu vermeiden und einen ausreichend starken Zementmantel bei der Implantation sicherzustellen. Die Knochenraspeln des Synergy Hüftsystems sind dabei so konzipiert, dass diese bei der Implantation ein Minimum eines 1mm starken Zementmantels lateral und medial des Schaftes und einen 2-3mm starken Zementmantel innerhalb der Furchung sicherstellen. Eine Zunahme der Ummantelung wurde zusätzlich durch das kräftige Einpressen des Schaftes in den auszementierten Femurköcher erreicht. Aus der Größe der zuletzt verwendeten Knochenraspel ergab sich die erforderliche Tiefe des mittels einer Femursonde im nächsten Arbeitsschritt in den Markraum eingebrachten Bio Plug Zementstoppers.

Implantation des Bio Plug Zementstoppers	
Schaftgröße	Implantationstiefe des Zementstoppers in mm
9	130
10	135
11	140
12	145
13	150
14	155
15	160
16	160
17	160

Tabelle 2: Schaftgröße und Implantationstiefe des Bio Plug Zementstoppers. Je nach Größe des verwendeten Synergy Schaftes, wurden entsprechende Zementstopper genutzt.

Hierzu wurde der Bio Plug Zementstopper auf die Femursonde aufgeschraubt und in den Femurkanal vorgeschoben. Anhand der Maßeinheiten auf der Sonde konnte die entsprechende Tiefe des Zementstoppers von definierten 1cm unterhalb der Prothesenspitze leicht abgelesen werden. War diese erreicht, wurde er mit einer geringen Schraubbewegung entgegen des Uhrzeigersinnes von der Sonde gelöst und befand sich nun fest im Femurkanal. Die verwendete Größe des Zementstoppers richtete sich nach der Weite des distalen Femurkanals, wobei der Bio Plug Zementstopper einen größeren Durchmesser haben sollte als der distale Femurkanal, um ein zu weites Einsickern des Knochenzementes in die Markhöhle zu vermeiden.

Nachdem der Femurkanal fertig präpariert und der Zementstopper in korrekter Lage in die Markhöhle eingebracht wurde, musste der Femurkanal mittels Markraumbürste und feuchten Kompressen von Blut-, Fett- und Spongiosaresten gereinigt werden. Erst nach diesem Arbeitsschritt konnte der Endoprothesenschaft implantiert werden. Es wurde nun der Versabond Knochenzement für die Implantation vorbereitet. Zementpulver und Polymerflüssigkeit aus der Braunglasampulle wurden in dem beigegefügten Messbecher mit dem Spatel sorgfältig zu einer homogenen Masse vermischt und in die InjectOR Zementspritze der Firma Smith & Nephew gegeben. Nachdem die InjectOR Zementspritze mit dem Knochenzement versehen wurde, wurde diese bis an den Zementstopper herangeführt und die Markraumhöhle unter geringem Vorziehen mit Knochenzement retrograd aufgefüllt und der Zement anschließend leicht verdichtet.

Der Synergy Endoprothesenschaft wurde danach auf den Schaftschläger aufgeschraubt und zunächst unter kräftigem Druck bzw. einiger Hammerschläge in den Markraum geschoben. Befand sich der Endoprothesenschaft in der korrekten Lage im Femur, musste der

überschüssige Zement mittels scharfen Löffels entfernt werden, so dass nur ein zarter Zementsaum an der Osteotomiekannte bzw. am Prothesenschaft verblieb. Die letzten Arbeitsschritte sollten mit angemessener Geschwindigkeit erfolgen, da sich der Knochenzement jetzt bereits in der Aushärtung befindet und sich eine nachträgliche Korrektur der Implantatlage bei bereits ausgehärtetem Knochenzement als nahezu unmöglich gestaltet. Anschließend erfolgte eine erneute Überprüfung des Ergebnisses hinsichtlich des Zementmantels und der adäquaten Lage des Schaftes sowohl makroskopisch als auch radiologisch mit dem C-Bogen der Firma Philips Siremobil 4N BV25 (Philips Research Hamburg, Röntgenstrasse 24-26, 22335 Hamburg, Deutschland). Alle Röntgenbilder der instrumentierten Femora wurden anschließend digital gespeichert und ausgewertet.

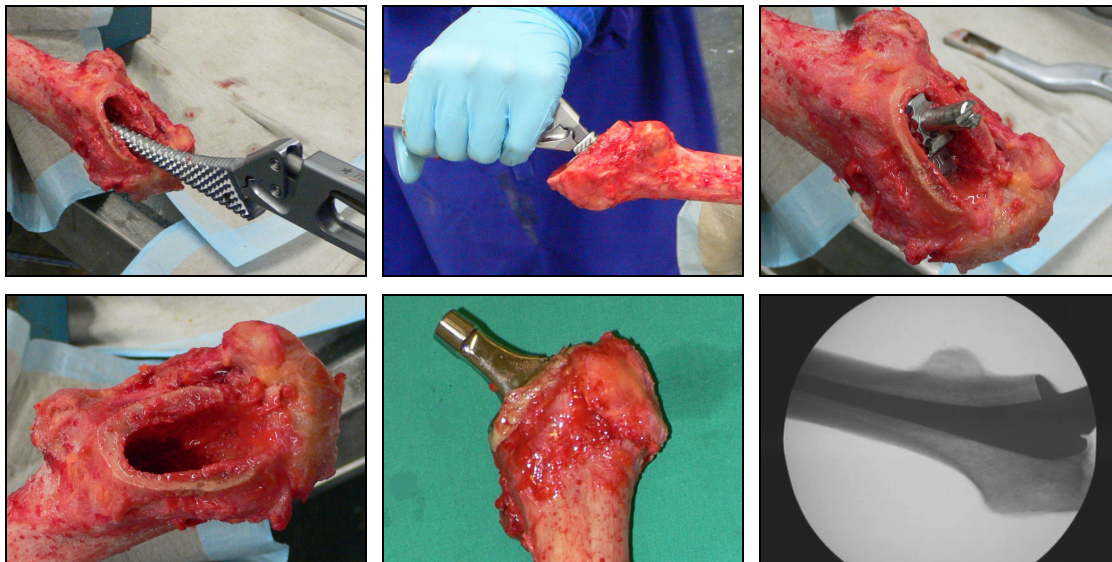


Abbildung 6: Implantation des Synergy Prothesenschaftes. Sorgfältiges Aufraspeln des Markraumes nach vorheriger Osteotomie von Schenkelhals und Femurkopf. Nach der Implantation erfolgte die makroskopische und radiologische Dokumentation des Ergebnisses.

2.6.2. Implantation des Genesis II Kniesystems

Im Anschluss an die Implantation des Synergy Hüftsystems erfolgte die Implantation der femoralen Komponente des Genesis II Condylar Constrained Kniesystems in die Femora der Gruppe I. Auch hier begann man mit einer ersten optischen Begutachtung hinsichtlich der anatomischen Gegebenheiten und der Größe der zu verwendenden Materialien. Daraufhin wurde die Präparation der Femurkondylen und die Anpassung dieser an das Implantat in die

Wege geleitet, anfänglich unter Verwendung der oszillierenden Säge. Es wurde darauffolgend der Markraum mit dem 9,5mm Markraumborher eröffnet, zunächst unter leicht kreisenden Bewegungen. Es folgte die schrittweise Aufweitung des Markraumes unter Zuhilfenahme der Langschaftfräser kombiniert mit dem T-Handgriff in aufsteigenden Größen, bis diese Kontakt zum Endost bzw. der Kortikalis aufwiesen. Spezielle Markierungen auf den Schaftfräsern zeigten dabei die Eindringtiefe in den Markraum und damit die zu verwendenden Schaftlängen (100/150/200mm) für die CC Femurkomponente. Es musste dabei besonders auf die intramedulläre Femorausrichtung in Valgusrichtung achtgegeben werden, wobei die physiologische Markraumausringung als Referenz diente. Nachdem der Markraum mit der Markraumbürste und feuchten Kompressen ebenfalls von Blut-, Fett- und Spongiosaresten gesäubert wurde, konnte mit der Implantation der Femurkomponente begonnen werden.

Es wurden dazu, je nach femoralen Gegebenheiten bzw. der Tiefe der Markraumfräser, die entsprechend empfohlenen Größen der Femurkomponente und des Langschaftes ausgewählt und diese nach Anleitung zusammengesetzt. Der femorale Langschaft wird dabei am Langschaftansatz der CC Femurkomponente adaptiert. Da ein geschlitzter Langschaft verwendet wurde, musste die Rotationsmarkierung am Konus mit der Markierung am Langschaftansatz übereinstimmen. Um einen optimalen Sitz des Langschaftes und der Femurkomponente sicherzustellen, wurde der Schaft nach Herstellerempfehlung mit zwei kräftigen Hammerschlägen komprimiert.

Zur Implantation der Femurkomponenten wurde jetzt erneut der Versabond Knochenzement aus der Polymerflüssigkeit und dem Zementpulver angemischt und die InjectOR Zementspritze gegeben. Die Spitze der Zementspritze wurde wieder in den Markraum geführt und der Inhalt unter einer diesmal anterograden Bewegung in den Bohrkanal entleert und anschließend mit dem dafür vorgesehenen Spritzenansatz leicht verdichtet. Zusätzlich wurde der Knochenzement nach Implantationsempfehlung gleichmäßig auf die distalen Schnittkanten des Femurs, sowie auf die posterioren Zementtaschen der Femurkomponente, aufgetragen. Anschließend wurde das Implantat unter kräftigem Druck passgenau in das distale Femur eingesetzt und überschüssiger Knochenzement mit dem scharfen Löffel rasch entfernt. Es wurde nun nach Aushärtung des Zementes erneut die regelrechte Lage der Implantate sowohl makroskopisch als auch radiologisch mit dem C-Bogen überprüft.

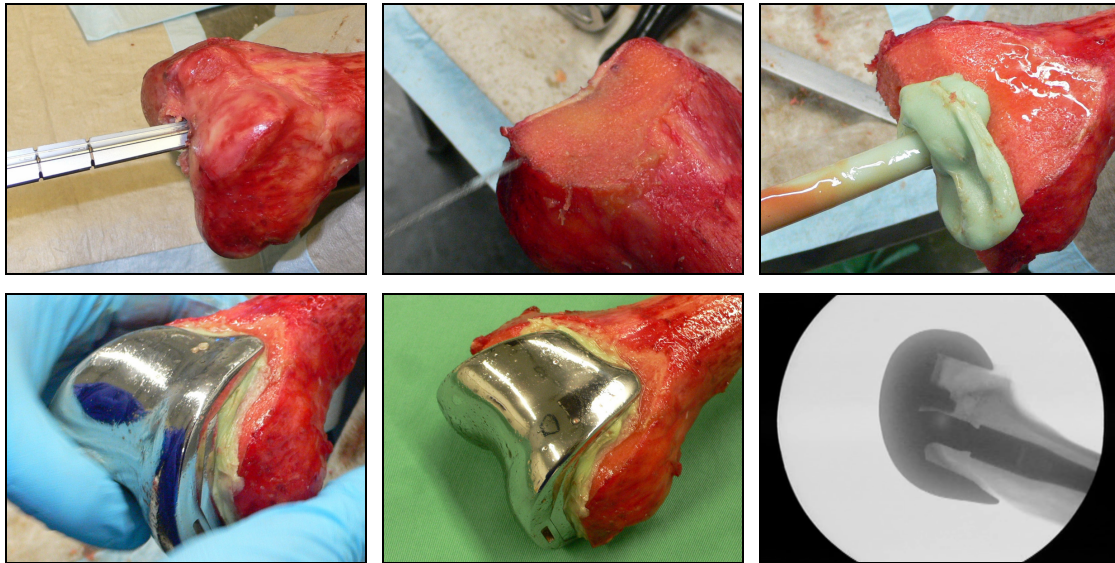


Abbildung 7: Implantation der Genesis Femurkomponente. Aufbohren des Markraumes, anschließende Osteotomie der Femurkondylen und Auffüllen des Bohrkanals mit Knochenzement. Nach der Implantation erfolgte die makroskopische und radiologische Dokumentation des Ergebnisses.

2.6.3. Instrumentieren der 4,5mm Verriegelungsplatten

Zunächst wurde anhand der Röntgenschablone für die Peri-Loc 4,5mm Verriegelungsplatte die korrekte Plattenlage für das entsprechende Femur bestimmt. Es wurde die jeweilige winkelstabile Verriegelungsplatte nun von lateral, je nach Gruppenzugehörigkeit in entsprechender linker oder rechter, bzw. langer oder kurzer Ausführung, an den Knochen angelegt, dabei sollte die anatomisch geformte distale Plattenkontur dem distalen Femuranteil angepasst werden. Daraufhin wurde zuerst der provisorische metaphysäre, nachfolgend dann der diaphysäre Fixierungspin in dem dafür vorgesehenen distalen bzw. proximalen Fixierungsloch, mit leichten Hammerschlägen, vorsichtig fixiert.

Es folgte das nun nötige Vorbohren der Schraubenkanäle. Hierzu wurde die rot markierte 4,5mm Bohrführung für Kopfverriegelungsschrauben kombiniert mit dem 3,5mm Bohreinsatz (rot) in die Schraubenlöcher der Verriegelungsplatte eingesetzt, in welche die verriegelnden selbstschneidenden 4,5mm Kortikalisschrauben eingebracht werden mussten. Zum Vorbohren der Schraubenkanäle und Einbringen der Schrauben verwendete man die hydraulische Antriebsmaschine Synthes Compact Air Drive II (Synthes GmbH, Im Kirchenhürstle 4, 67922, Umkirch, Deutschland) in Kombination mit dem 3,5mm Bohrer des Peri-Loc

Instrumentariums. Nach der Fertigstellung des Bohrkanals konnte anhand der Großfragment-Schraubenmesslehre die nötige Länge der 4,5mm selbstschneidenden bikortikalen Schraube, je nach Einsatzort am Präparat, abgelesen werden. Dabei wird der Führungsdraht der Schraubenmesslehre in das Bohrloch vorgeschoben und mit dem Messhaken an der gegenüberliegenden Kortikalis präzise fixiert. Durch sorgsames Vorschieben der Großfragment-Schraubenmesslehre an die Kortikalis, konnte nun die exakte Schraubenlänge am Messpunkt sicher abgelesen werden. Bei der Verwendung in Kombination mit der kurzen bzw. langen distalen Femurplatte wurden jeweils bikortikale, selbstschneidende 4,5mm Verriegelungsschrauben mit scharfer Spitze genutzt.

Im Anschluss wurde nun die Schraube zunächst mit der hydraulischen Maschine und dem 3,5mm Schraubenaufsatz unter geringem Druck und niedriger Drehzahl in den Knochen eingebracht. Das letzte Drittel wurde hierbei mit dem 3,5mm Schraubendreher mit passendem Handgriff vorsichtig per Hand eingeschraubt, so dass das optimale Drehmoment nicht über- oder unterschritten wurde und es zu keiner übermäßigen Spannungszunahme an der Kortikalis kam. Es wurden für jede Osteosyntheseplatte acht Verriegelungsschrauben genutzt, wobei vier Schrauben in die Kondylen und vier Schrauben in den Schaft eingebracht wurden. Abschließend überprüfte man noch einmal, ob alle Schrauben gemäß des optimalen Drehmomentes fest angezogen wurden, bevor das Ergebnis sowohl makroskopisch als auch radiologisch dokumentiert wurde.

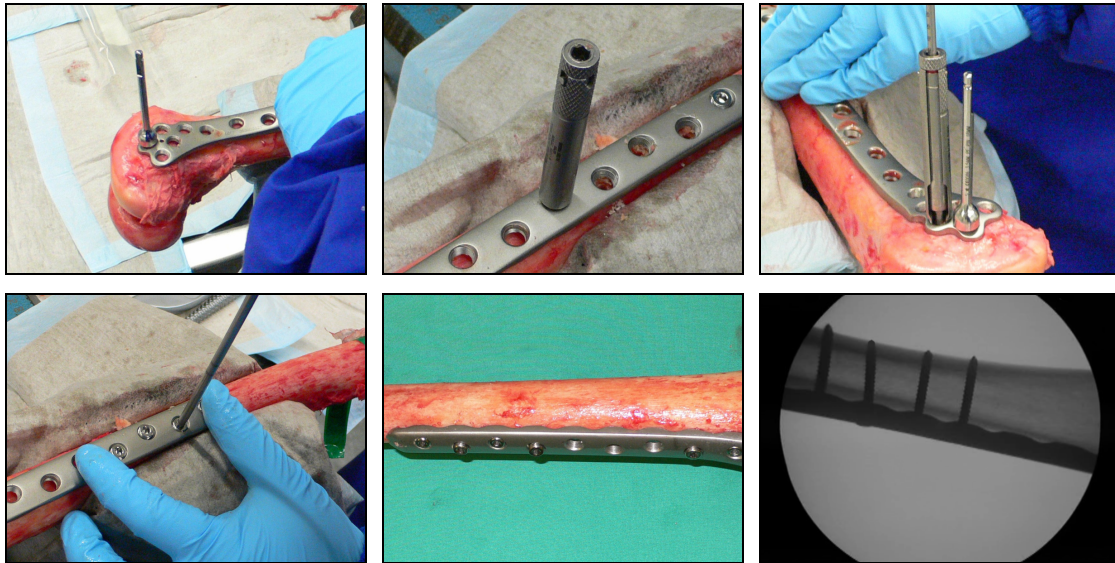


Abbildung 8: Instrumentierung der Peri-Loc Osteosyntheseplatten. Fixierung der Platte auf dem Knochen mittels Pins. Einschrauben der Bohrführung in das Plattengewinde mit anschließendem Aufbohren des Schraubenkanals. Danach erfolgt das Eindrehen der Verriegelungsschrauben per Hand. Nach der Instrumentierung wurde das Ergebnis makroskopisch und radiologisch dokumentiert.

2.7. Vorbereitung des biomechanischen Biegeversuches

Nach Abschluss der Instrumentierung und in Vorbereitung auf den biomechanischen Vier-Punkt-Biegeversuch mussten die vollständig bearbeiteten Femora sowohl proximal als auch distal in den Halterungen der servohydraulischen Maschine unter Verwendung eines bei Zimmertemperatur aushärtenden Ureol FC53 Polyurethans (Göbl & Pfaff, Münchener Strasse 13, 85123 Karlskron, Deutschland) fixiert werden. Hierzu setzte man die Stahltöpfe in die dafür vorgesehenen Haltevorrichtungen ein und fixierte die Femora schonend provisorisch mittels Metallzwingen, Haltearm und Haltegestell. Es galt nun das Femur so zu befestigen, dass distaler und proximaler Anteil des Femurs senkrecht zueinander standen, es somit also zu keiner Winkelabweichung kam, bzw. dass die Stahltöpfe und Präparate exakt parallel zueinander ausgerichtet wurden. Das Femur musste dabei zu jeweils gleichen Anteilen in die Stahltöpfe ragen. War eine optimale provisorische Ausrichtung der Femora erreicht, wurden die Femora in den Stahltöpfen mit Verstärkungsschrauben befestigt. Nachfolgend wurde das Ureol FC53 Polyurethan mit Hilfe zweier Flüssig-Komponenten gemäß Gebrauchsanweisung des Herstellers angemischt. Hierzu wurden beide Komponenten in einem Mischgefäß durch

einen Spatel zu einer homogenen Masse vermengt und im Anschluss die Stahltöpfe randständig mit dem fertigen Ureolgemisch ausgegossen. Besonderes Augenmerk wurde auf die Tatsache gelegt, dass sowohl Condyli als auch Epicondyli komplett in Ureol eingebettet und dass sowohl distaler als auch proximaler Anteil des Femurs in gleicher Länge von dem Ureol bedeckt waren. Es musste nun eine regelrechte Aushärtung des Ureols in den Stahltöpfen sichergestellt werden, wofür die Femora für zwei Stunden bei Zimmertemperatur und bedeckt mit befeuchteten OP-Abdecktüchern gelagert wurden.

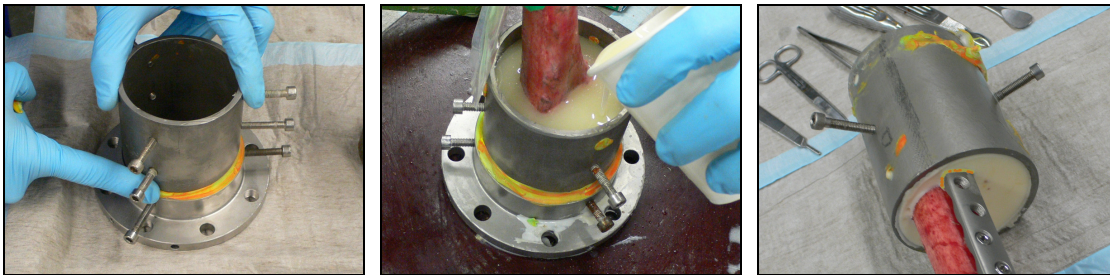


Abbildung 9: Fixierung der Präparate in den Halterungen mittels Inbusschrauben. Abdichten der Stahltöpfe mit anschließendem Eingießen der instrumentierten Femora. Entfernung der Fixierungsschrauben nach dem Aushärten des Ureols.

2.8. Biomechanischer Vier-Punkt-Biegeversuch

Nach der vollständigen Bearbeitung der Femora konnten diese im Anschluss eines biomechanischen Vier-Punkt-Biegeversuches unterzogen werden. Dabei handelt es sich um eine Arbeitsweise zur Festigkeitsmessung mit dem Ziel, auf ein Material einen zum Teil erheblichen Biegestress auszuüben. Der Biegeversuch ist eine Methode der destruirenden Werkstoffkunde und wird häufig bei Metallen, Kunststoffen und Keramiken durchgeführt. In der Biomechanik findet der Versuchsaufbau allerdings auch bei menschlichen Knochen und Implantaten für selbige als Werkstoff breite Anwendung. Es werden differierende Formen des Biegeversuches unterschieden, deren Abläufe jedoch grundsätzlich ähnlich sind. Der Prüfkörper wird bei einem Vier-Punkt-Biegeversuch auf einer Vorrichtung mit zwei Auflagen positioniert und in der Mitte mit zwei Druckstempeln belastet. Anschließend wird der Prüfkörper so lange mit einer definiert ansteigenden Kraft beaufschlagt, bis dieser zerbricht. Der Vorteil eines Vier-Punkt-Biegeversuches liegt darin begründet, dass der untersuchte Prüfkörper an der schwächsten Stelle der Testregion bricht, während dies bei einem Drei-Punkt-Versuch beispielsweise ausschließlich in der Mitte des Testgutes erfolgt. Damit erlaubt

diese Form des Biegeversuches eine äußerst differenzierte Untersuchung der vorher instrumentierten Präparate.

2.9. Prüfmaschine und Versuchsaufbau

Es wurde für den biomechanischen Vier-Punkt-Biegeversuch die servohydraulische Materialprüfmaschine 858.2 der Firma MTS (MTS Bionix Headquarters, 14000 Technology Drive, Eden Prairie, MN, USA) verwendet. Bevor mit dem Biegeversuch begonnen werden konnte, musste die Maschine hinsichtlich des vorgesehenen Versuchsaufbaus eingestellt werden. Dazu positionierte man, entsprechend der Abbildung 10, die unteren Prüfkörperauflagen mit der Länge l_1 zwischen den beiden Auflagen in einer Entfernung von 47,5cm. Beide Prüfstempel wiesen dabei eine Länge l_2 von 31,5cm zueinander auf. Der Abstand von Prüfkörperauflage und Prüfstempeln ergab gemäß den Gleichungen 1 und 2 einen Abstand von jeweils 8cm. Der Prüfkörper wurde daraufhin gleichmäßig auf den Auflagen positioniert. Die servohydraulische Maschine wurde anschließend für einen Kraftaufbau mit einer Geschwindigkeit von 0,1mm/sec kalibriert. Dies bedeutet, dass sich die Druckstempel mit der genannten konstanten Geschwindigkeit auf den Prüfkörper zu bewegten. Es wirkten dabei, getreu der Gleichung 1, eine sich kontinuierlich aufbauende Kraft F und ein Moment M auf den Prüfkörper, bis dieser innerhalb der beiden Druckstempel im Rahmen eines einmaligen Maximallastversuches zerbrach. Die Präparate wurden dabei jeweils von lateral in Richtung medial mit einer Kraft F beaufschlagt, da andere Ausrichtungen der Prüfkörper Frakturen lediglich weit proximal, bzw. distal am Prüfgut erzeugten (Rupprecht et al. 2011). Während des gesamten Untersuchungsvorganges wurden die erreichten Werte im Rahmen eines Kraft/Weg Diagramms in Nm digital gespeichert. Die Aufzeichnung erfolgte bis zum Versagen des Prüfkörpers bei einem konstanten Biegemoment zwischen den beiden Druckstempeln und stand im Anschluss für eine detaillierte Auswertung zur Verfügung.

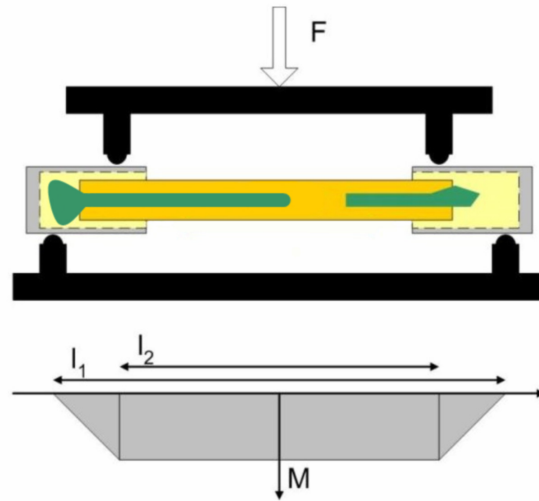


Abbildung 10: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus (nach Lehmann et al. 2010).

Gleichung 1) $M = \frac{F}{2} \cdot \frac{l_1 - l_2}{2}$

Gleichung 2) $l = \frac{l_1 - l_2}{2} = 8\text{cm}$

Gleichungen 1 und 2 zur Abbildung 10:

F : Einwirkende Kraft

M : Moment

l : Hebelarmlänge

l_1 : Abstand der äußeren Materialauflagen

l_2 : Abstand der inneren Materialauflagen

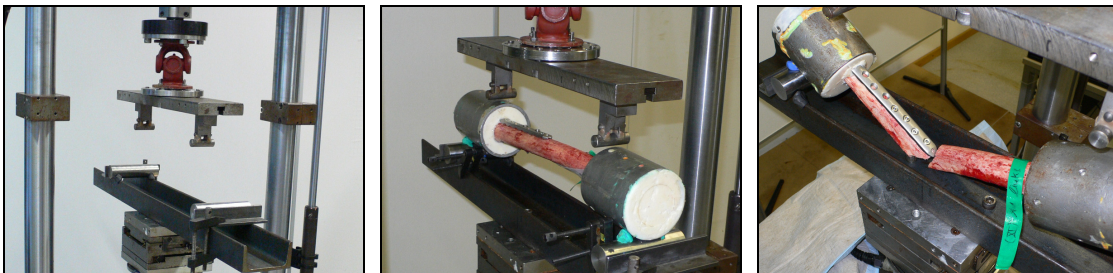


Abbildung 11: Prüfmaschine MTS 858.2. Biomechanische Prüfmaschine mit vier Druckstempeln und aufliegenden Prüfkörpern vor und nach dem biomechanischen Biegeversuch unter Maximallast.

2.10. Frakturlokalisation und Frakturmuster

Nach Abschluss des Vier-Punkt-Biegeversuches wurden alle Präparate hinsichtlich der Frakturmuster makroskopisch sowie radiologisch untersucht. Es wurden photographische und radiologische Aufnahmen erstellt. Diese wurden ausgewertet und anschließend in digitaler Form gespeichert.

Während sich im klinischen Alltag überwiegend die o.g. Vancouver Klassifikation bewährt hat und Gebrauch findet, wurde zur Beschreibung der aufgetretenen Frakturmuster in dieser Studie bewusst die deskriptive Klassifikation gewählt. Sie umfasst die Umschreibung der Frakturlokalisation und des Frakturmusters (Stannard et al. 2011). Zum anderen wurde für einen möglichst objektiven und differenzierten Vergleich der aufgetretenen Frakturtypen das Klassifikationssystem der Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese (AO-Klassifikation) genutzt. Das AO-Klassifikationssystem bleibt dabei oftmals wissenschaftlichen Zwecken und Publikationen vorbehalten (Orthopaedic Trauma Association Committee for Coding and Classification 1996). Das Femur wird dafür mit der Zahl 3, der diaphysäre Anteil mit der Zahl 2 bezeichnet. Frakturen können dann nach Typ und Schweregrad weiter in A-, B- oder C-Frakturen eingeteilt werden, wobei Typ-A-Frakturen einfache Spiral-, Quer- oder Schrägfrakturen beschreiben. Typ-B Frakturen hingegen sind Biegbrüche mit einem oder mehreren Keilfragmenten und Typ-C-Frakturen mehrfragmentäre, komplexe Frakturen des Femurschaftes. Innerhalb dieser Gruppierung erfolgt eine weitere Bewertung hinsichtlich der Komplexität, ihrer Behandlung und der Prognose der Frakturen. Die Bewertung reicht hier von 1 = einfach, über 2 = schwierig bis hin zu 3 = sehr schwierig. Einen Überblick über die AO-Klassifikation von Femurschaftfrakturen zeigt Abbildung 12.

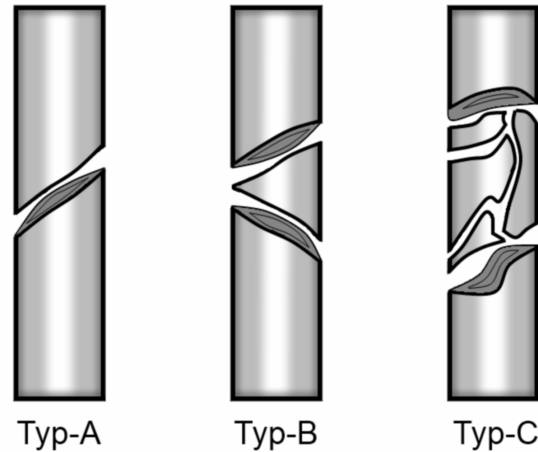


Abbildung 12: AO-Klassifikation von Femurschaftfrakturen (schematisch). Typ-A Brüche sind einfache Knochenbrüche wie Spiralbrüche, kurze Quer- oder Schrägbrüche, Typ-B Brüche sind Knochenbrüche mit einem Biegekeilfragment, Typ-C Frakturen sind segmental abweichende, sowie komplexe, mehrfragmentäre Brüche des Femurschaftes.

2.11. Statistik

Die statistische Auswertung der biomechanischen Studie erfolgte mit den Programmen Microsoft Excel 2010 sowie SPSS 16.0 (SPSS, Chicago, IL, USA) für Windows. Um die gewonnenen Daten zu beschreiben wurde der arithmetische Mittelwert (MW) als Kennzahl der Lage und die Standardabweichung (SD) als das Maß der jeweiligen Streuung angegeben. Mit Hilfe des T-Tests nach Student für ungleiche Varianzen wurden die Ergebnisse statistisch analysiert. Als Signifikanzniveau wurde ein p-Wert von $< 0,05$ akzeptiert.

3. Ergebnisse

Der biomechanische Biegeversuch wurde für alle präparierten und instrumentierten Femora der Versuchsreihe mit Erfolg durchgeführt. Alle Gruppen begannen mit annähernd gleichen Werten bezüglich der Knochendichte, so dass homogene Versuchsvoraussetzungen gegeben waren.

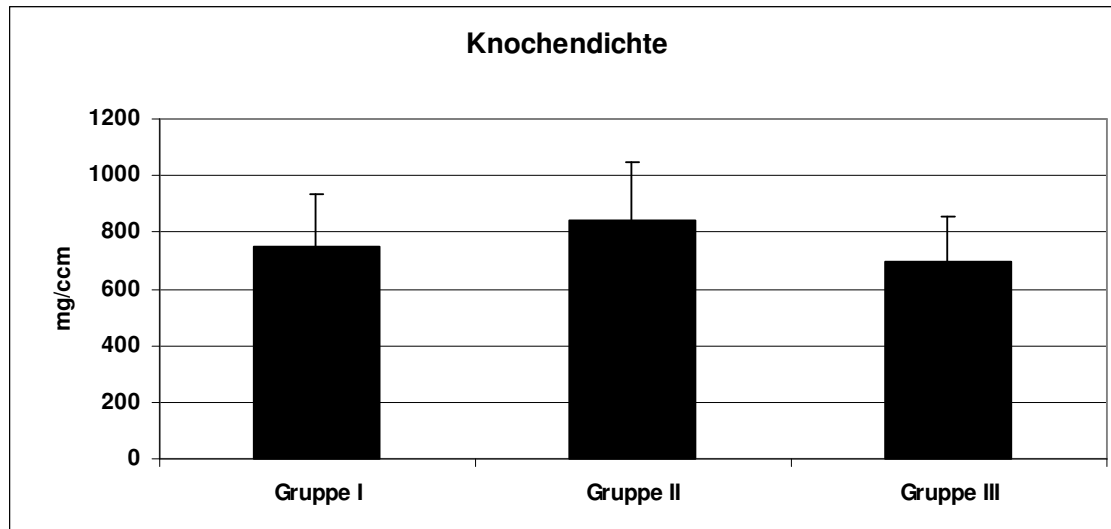


Abbildung 13: Ermittelte Knochendichte. Anhand der pQCT-Messung wurde die Knochendichte der Femora berechnet, so dass jede Gruppe mit gleichen Voraussetzungen hinsichtlich der Knochendichte begann.

Nach der biomechanischen Untersuchung der Präparate wiesen Femora der Gruppe I, instrumentiert mit jeweils zementiertem Totalendoprothesenschaft des Hüftgelenkes, sowie gestieltem und zementiertem Totalendoprothesenschaft des Kniegelenkes, die im Vergleich höchste Festigkeit aller im Vier-Punkt-Biegeversuch untersuchter Femora auf. Die Femora der Gruppe I zeigten damit eine signifikant höhere Stabilität, als Femora der Gruppen II und III, instrumentiert jeweils mit kurzer bzw. langer winkelstabiler distaler Femurplatte. Der direkte Vergleich der Femora der Gruppe II und III ergab hierbei keinen signifikanten Unterschied beider untersuchter Gruppen in Bezug auf die Festigkeit und Stabilität im Biegeversuch. Die mittlere beaufschlagte Kraft bis hin zum Materialversagen bzw. bis zum Auftreten einer Fraktur des instrumentierten Präparates, betrug dabei für die Gruppe I 8894 N (SD 2103 N), sowie 6888 N (SD 1511 N) für die Gruppe II und 6335 N (SD 3529 N) für die

Femora der Gruppe III. Es fanden sich bei den Präparaten der Gruppe I ohne Ausnahmen Frakturen jeweils zwischen beiden femoralen Implantaten (Typ I nach Platzer). Präparate der Gruppe II wiesen die Frakturen ausschließlich am proximalen Ende der kurzen Femurplatte auf. Die Femora der Gruppe III zeigten die Frakturen ausnahmslos nahe der Spitze des Endoprothesenschaftes. Präparate der Gruppe I wiesen nach dem Biegeversuch die komplexesten Frakturmuster nach der AO-Klassifikation auf, während Präparate der Gruppen II und III deutlich milder evaluiert wurden.

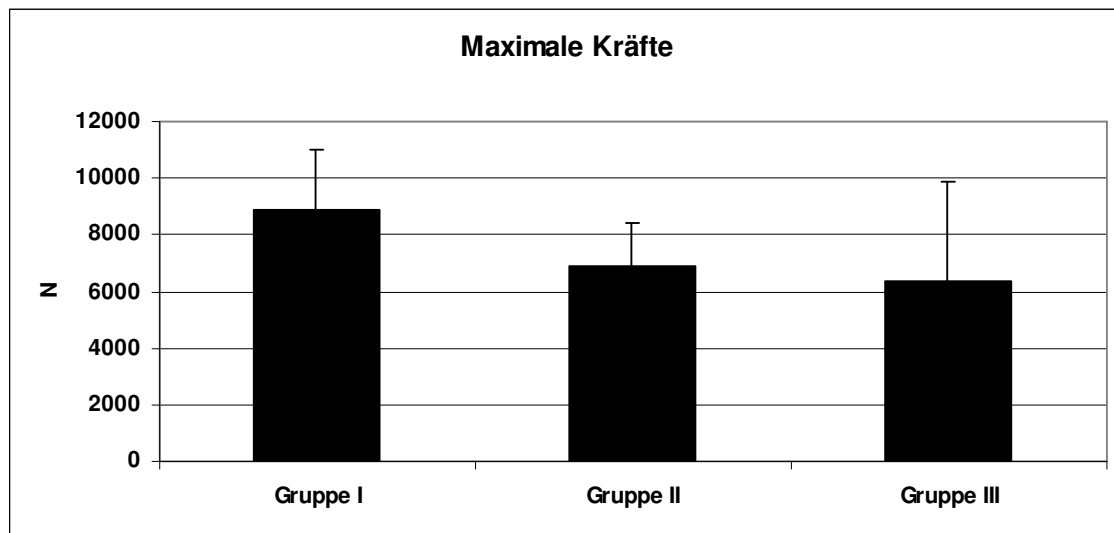


Abbildung 14: Gemittelte maximale Kräfte der Gruppen I, II und III im Biegeversuch. Femora der Gruppe I zeigten die höchste Festigkeit in Bezug auf lateralen Biegestress, Gruppe II und III offenbarten dabei signifikant niedrigere Werte.

3.1. Ermittelte maximale Kraft der Gruppe I

Die Femora der Gruppe I wiesen eine, vor Präparation und biomechanischer Testung, gemessene durchschnittliche Knochendichte von 749,5 mg/ccm (SD 183,1 mg/ccm) Knochengewebe auf. Es wurde bei einem Biegeversuch mit sechs Stichproben eine durchschnittliche maximale Kraft von 8894 N ermittelt, bevor die beaufschlagte Kraft zu einer Fraktur der jeweiligen untersuchten Präparate führte. Die aus den Stichproben errechnete Standardabweichung betrug dabei 2103 N. Die individuellen Werte der geprüften Femora finden sich in der Abbildung 15.

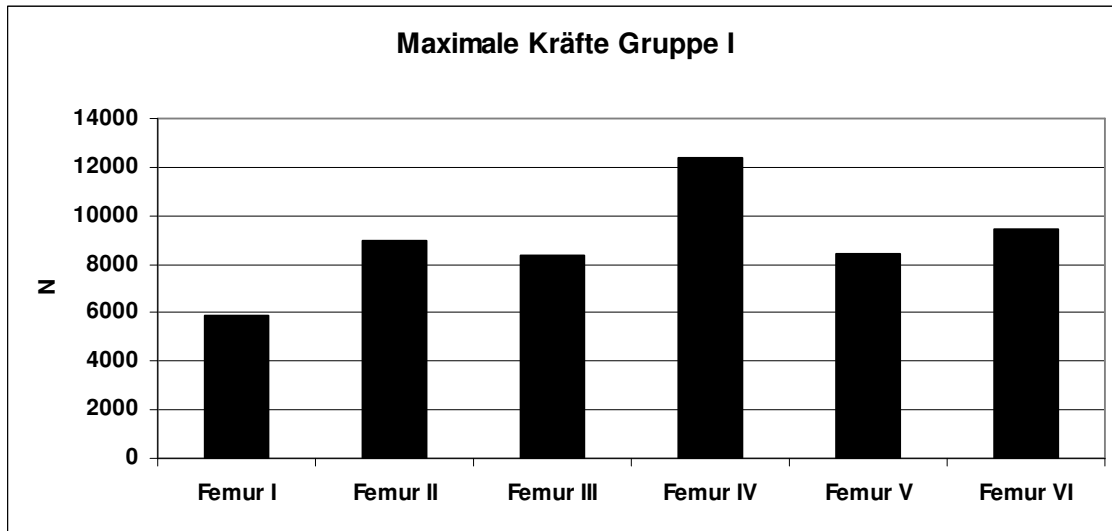


Abbildung 15: Individuelle Werte der einzelnen Präparate gemessen in der Gruppe I.

3.2. Ermittelte maximale Kraft der Gruppe II

Femora der Gruppe II wiesen bei Beginn der Testung eine Knochendichte von durchschnittlich 841,8 mg/ccm (SD 207,8 mg/ccm) Knochengewebe auf. Die gemittelte Kraft, beaufschlagt bis zur Fraktur, betrug bei der Stichprobe 6888 N bei einer Standardabweichung von 1511 N. Die individuellen Werte der einzelnen Präparate finden sich in Abbildung 16.

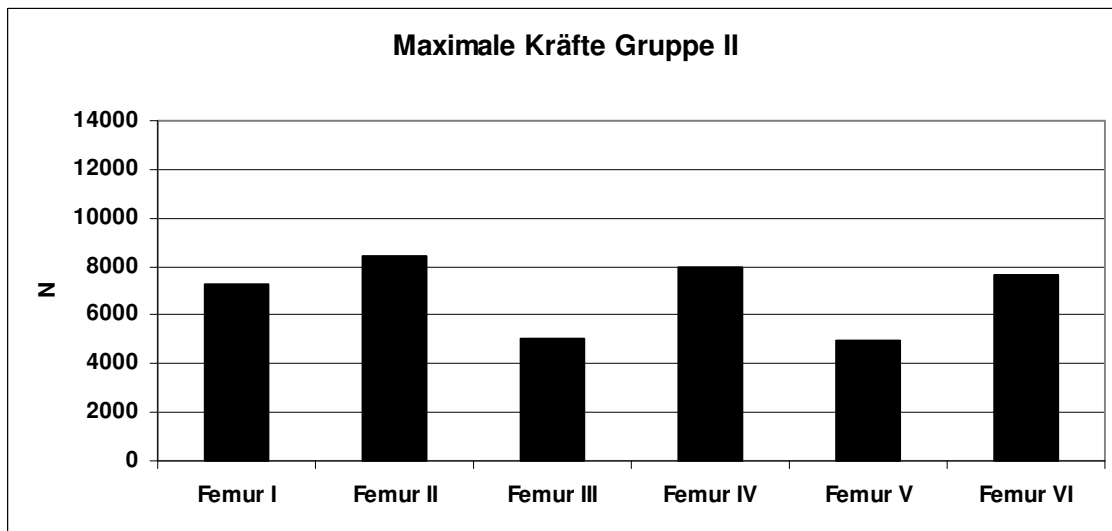


Abbildung 16: Individuelle Werte der einzelnen Präparate gemessen in der Gruppe II.

3.3. Ermittelte maximale Kraft der Gruppe III:

Femora der Gruppe III zeigten eine vor Beginn der Untersuchung gemessene Knochendichte von durchschnittlich 699,3 mg/ccm (SD 157,7 mg/ccm) Knochengewebe. Die gemittelten maximalen Kräfte dieser Stichprobe beliefen sich auf 6335 N, bei einer errechneten Standardabweichung von 3529 N. Individuelle Werte der einzelnen Femora finden sich in Abbildung 17.

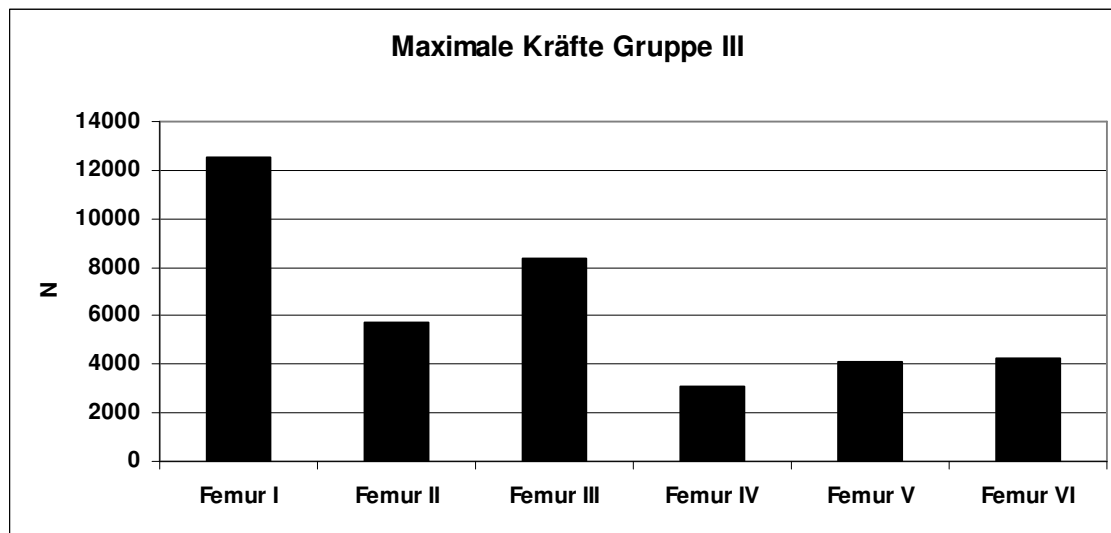


Abbildung 17: Individuelle Werte der einzelnen Präparate gemessen in der Gruppe III.

3.4. Frakturlokalisationen und aufgetretene Frakturmuster

Es ergaben sich bei den untersuchten Präparaten und jeweiligen Gruppen unterschiedliche Frakturmuster und Frakturlokalisationen.

Bei den Präparaten der Gruppe I war die Fraktur ausschließlich diaphysär zwischen den beiden Endoprothesenschäften lokalisiert (Typ I nach Platzer). Es fanden sich dabei an nur einem Femur ein einfacher Spiralbruch mit zwei Hauptfragmenten, sowie an zwei Femora fragmentierte Biegbrüche mit zwei Hauptfragmenten und jeweils zwei Biegungskeilfragmenten. Zwei Präparate zeigten eine äußerst komplexe Fraktur mit insgesamt zwei Hauptfragmenten und vier zusätzlichen Teilfragmenten des Femurs. Ebenfalls nur ein Femur der Gruppe zeigte einen einfachen Spiralbruch mit einem weiteren Teilfragment. Im Rahmen der AO-Klassifikation ergaben sich in der Gruppe I

Femurschaftfrakturen der Typen A, B und C. Dabei fanden sich eine einfache Fraktur des Typs A, drei Frakturen des Typs B und zwei Frakturen des Typs C. Die Fraktur des Typs A konnte als Fraktur des Schweregrades 1 eingeteilt werden. Bei Frakturen des Typs B wurden Schweregrade beobachtet, welche mit 2 und 3 bewertet werden mussten. Frakturen des Typs C wurden ausnahmslos mit Schweregrad 3 vorgefunden.

Evaluation der Gruppe I mittels AO-Klassifikation					
Femur	Körperregion	Segment	Typ	Bewertung	Schweregrad
1	3	2	A	1	1
2	3	2	C	1	3
3	3	2	B	3	3
4	3	2	C	1	3
5	3	2	B	1	2
6	3	2	B	3	3

Tabelle 3: Evaluation der individuellen Frakturmuster und Schweregrade der Gruppe I mittels der AO-Klassifikation.

Bei den Femora der Gruppe II imponierten Frakturen ausnahmslos diaphysär am proximalen Ende der kurzen winkelstabilen Femurplatte. Es waren jeweils nur Frakturen mit zwei Hauptfragmenten zu beobachten, wobei sich insgesamt fünfmal ein Frakturspalt mit schrägem Verlauf feststellen ließ. Dieser verlief periosteosynthetisch von der proximal gelegenen Plattenkante schräg abwärts Richtung erster proximaler Verriegelungsschraube. Nur ein Frakturspalt zeigte dabei einen periosteosynthetischen Frakturverlauf mit leichten Abweichungen in Hinblick auf einen queren Bruch, dieser jedoch ohne Beteiligung einer Verriegelungsschraube bzw. eines Schraubenkanals. Bewertet nach der AO-Klassifikation kennzeichnete die Gruppe II ausschließlich Frakturen des Typs A, welche nach dem Biegeversuch durchweg mit dem Schweregrad 1 vorgefunden wurden.

Evaluation der Gruppe II mittels AO-Klassifikation					
Femur	Körperregion	Segment	Typ	Bewertung	Schweregrad
1	3	2	A	2	1
2	3	2	A	2	1
3	3	2	A	3	1
4	3	2	A	2	1
5	3	2	A	2	1
6	3	2	A	2	1

Tabelle 4: Evaluation der individuellen Frakturmuster und Schweregrade der Gruppe II mittels der AO-Klassifikation.

Präparate der Gruppe III zeigten nach dem Biegeversuch ausschließlich diaphysäre Frakturen an der Spitze des Endoprothesenschaftes. Der Bruchspalt verlief dabei aufsteigend von lateral distal nach medial proximal in Richtung Spitze des Endoprothesenschaftes. Es fanden sich, bis auf eine Ausnahme, Frakturen mit zwei Hauptfragmenten der Femora. Lediglich ein Femur der Gruppe III wies nach dem Biegeversuch zwei Hauptfragmente und ein Keilfragment mittlerer Größe auf. Die Gruppe III zeigte nach der AO-Klassifikation bis auf eine Typ B Fraktur, Frakturen des Typs A. Dabei wurde nur die Typ B Fraktur mit dem Schweregrad 2 bewertet. Alle weiteren Typ A Frakturen wurden mit dem Schweregrad 1 beurteilt.

Evaluation der Gruppe III mittels AO-Klassifikation					
Femur	Körperregion	Segment	Typ	Bewertung	Schweregrad
1	3	2	A	2	1
2	3	2	A	2	1
3	3	2	B	1	2
4	3	2	A	2	1
5	3	2	A	2	1
6	3	2	A	2	1

Tabelle 5: Evaluation der individuellen Frakturmuster und Schweregrade der Gruppe III mittels der AO-Klassifikation.

4. Diskussion

Der totale Hüft- und Kniegelenkersatz ist mittlerweile ein probates Mittel, um bewegungsabhängige Schmerzen zu lindern, Beweglichkeit im Gelenk wiederherzustellen und die körperliche Mobilität zu erhöhen. Mit stetig steigender Lebenserwartung der Bevölkerung in Deutschland hat die Zahl der implantierten Endoprothesen stark zugenommen. Konsekutiv wird auch die Zahl der Komplikationen und knöchernen Verletzungen bei einliegendem endoprothetischen Gelenkersatz deutlich ansteigen (Rupprecht et al. 2011). Unfallchirurgen sind daher schon jetzt in zunehmender Weise mit Komplikationen in Verbindung mit der Endoprothetik konfrontiert, wobei diese mitunter höchste Ansprüche an Therapieplanung und operative Ausführung stellen. Auch wenn heutzutage eine Vielzahl möglicher Therapieoptionen vorherrschen, bleibt sowohl die supracondyläre periprothetische, als auch die interprothetische Femurfraktur des betagten Patienten eine Verletzung, welche noch immer nur mit erschwertem Aufwand zu behandeln ist (Kammerlander et al. 2012; Kenny et al. 1998). Die Entscheidungsfindung bezüglich der optimalen Versorgung kann sich dabei äußerst schwierig gestalten, da es eine Vielzahl beeinflussender Faktoren zu berücksichtigen gilt. So sind das oftmals hohe Patientenalter, die Frakturmorphologie, eventuelle Komorbiditäten, vorhandene Mobilität und die Knochenqualität für die letztendliche Therapieentscheidung zu bedenken. Hinsichtlich der operativen Versorgung der supracondylären periprothetischen Fraktur haben sich mittlerweile sowohl retrograder intramedullärer Femurnagel (Cheung et al. 2004), als auch extramedulläre winkelstabile Osteosyntheseplatte, als probate Mittel der Frakturbehandlung etabliert (Higgins 2007).

In früheren biomechanischen Untersuchungen zeigte sich, dass bereits ein zementiertes intramedulläres Implantat (hier ein Hüftendoprothesenschaft) die Stabilität bzw. die Steifigkeit des Femurs gegenüber dem nativen, nicht instrumentierten Knochen bei einer lateralen Krafteinwirkung vermindert und das Risiko einer Femurfraktur um 30% erhöht (Lehmann et al. 2010). Ferner konnte in derselbigen biomechanischen Studie nachgewiesen werden, dass zwei intramedulläre Implantate, ein zementierter Endoprothesenschaft des Hüftgelenkes in Kombination mit einem retrograden distalen Femurnagel, die Festigkeit des Femurs weiter signifikant herabsetzt und damit im Vergleich zum nativen Femur nur noch die Hälfte der Kraft vonnöten ist, um eine Fraktur des Femurs herbeizuführen. Wenngleich klinisch größere Komplikationen mit dieser Technik nicht aufgetreten sind, ist eine Refraktur des Knochens bei einliegendem distalen Femurnagel doch ein dokumentiertes und bekanntes Problem (Leibner et al. 1999). Experimentelle und klinische Beobachtungen führten nun zu

der Annahme, dass ein extramedullärer Kraftträger aus biomechanischer Sicht unter Umständen geeigneter für die Versorgung einer supracondylären periprothetischen Femurfraktur sein könnte, als die Verwendung nicht zementierter, intramedullärer Implantate. In der vorliegenden Studie konnte dabei in der Tat unter gleichen und reproduzierbaren Bedingungen (Rupprecht et al. 2011) gezeigt werden, dass die gemessene Festigkeit des Konstruktes mit einem extramedullären Kraftträger signifikant höhere Werte aufwies, als Femora, welche in früheren Studien mit einem distalen Femurnagel und Verriegelungsschrauben instrumentiert wurden. Die letztendlich verwendete Länge des extramedullären Kraftträgers, im Sinne einer winkelstabilen Femurplatte, offenbarte hierbei keinen signifikanten Unterschied. Sowohl lange, als auch kurze distale Femurplatten zeigten annähernd gleiche Ergebnisse der Festigkeit während der biomechanischen Untersuchung. Zusätzlich zu den o.g. Resultaten, konnte damit auch bestätigt werden, dass das Risiko einer Femurfraktur zwischen Osteosynthesematerial und Endoprothesenschaft, durch die Nutzung eines extramedullären Kraftträgers, im Vergleich zur komplikationsträchtigen interimplantären Fraktur unter der Verwendung eines retrograden intramedullären Femurnagels, deutlich vermindert ist. Dies lässt die Aussage zu, dass eine winkelstabile Plattenosteosynthese eine biomechanisch deutlich bessere Alternative hinsichtlich der operativen Therapie distaler Femurfrakturen des osteoporotischen Knochens darstellt, als dies bei dem klinisch als Goldstandard (Cheung et al. 2004) für diese Frakturform geltenden retrograden Marknagel der Fall ist. Retrospektive klinische Studien hinsichtlich der Verwendung minimalinvasiver Femurplatten bestätigen die durch die biomechanischen Versuche erlangten Ergebnisse in Bezug auf die erhöhte Stabilität und der damit verbundenen geminderten Komplikationen. Refrakturen bei einliegender Osteosynthese oder Materialversagen der verwendeten Plattensysteme sind äußerst selten, das Outcome für den Patienten hingegen exzellent (Nayak et al. 2011) bei optimaler Schonung des weichen Gewebemantels (Mamczak et al. 2010) und der Knochenbiologie.

Bei durchschnittlichen Revisionsraten implantierter Knieendoprothesen von 3,5% bzw. 4,7% nach 10 Jahren in der Gruppe der 65 bis 74 jährigen Patienten in westlichen Industrienationen (Lützner et al. 2011), finden heutzutage in zunehmendem Maße Revisionsendoprothesen mit gestielten Femurkomponenten Verwendung (Iesaka et al. 2005). Es wird aber auch der Gebrauch dieser Implantate bei komplexen Frakturen des distalen Femurs mit einhergehenden Gelenkinstabilitäten oder operativen Bandverletzungen als Alternative zu den o.g. Therapiemöglichkeiten von einigen Autoren durchaus in Erwägung gezogen (Appleton et al. 2006; Rosen und Strauss 2004). Unter Berücksichtigung dieser Diskussion in der Literatur,

den von Lehmann et al. biomechanisch erzielten Ergebnissen bezüglich des retrograden Femurnagels aus dem Jahre 2010 und dem o.g. klinischen Trend zur Verwendung gestielter Femurkomponenten bei Revisionsoperationen des Kniegelenkes, ergab sich hierbei zusätzlich die Frage, inwieweit ein weiterer nun zementierter intramedullärer Kraftträger die Stabilität des Femurs in Bezug auf das Auftreten einer interprothetischen Fraktur verändern würde. Es lag daher die Vermutung nahe, dass ein weiterer intramedullärer Kraftträger, neben einem Endoprothesenschaft des Hüftgelenkes, die Stabilität des Femurs ebenfalls vermindern könnte. Für Unklarheit bezüglich dieser Fragestellung sorgte zu allererst der jetzt als zusätzlicher Faktor zu berücksichtigende Knochenzementmantel innerhalb des distalen Femurköchers und sein Einfluss auf die Stabilität des umgebenden Knochengewebes. Überraschenderweise zeigten Femora mit nunmehr zwei zementierten intramedullären Komponenten, trotz einer zementfreien Zone zwischen beiden Implantaten ohne radiologische Lockerungszeichen, die höchste Stabilität von allen biomechanisch untersuchten Präparaten. Diese Präparate wiesen damit das geringste feststellbare Risiko hinsichtlich einer interprothetischen Fraktur auf. Die maximal erreichten Kräfte lagen dabei signifikant über denen der langen und kurzen extramedullären Kraftträger und zeigten ferner eine deutliche Überlegenheit gegenüber den publizierten Ergebnissen des retrograden, intramedullären Femurnagels aus vorherigen biomechanischen Studien (Lehmann et al. 2010). Somit lässt sich anhand der vorliegenden Resultate festhalten, dass die gestielte Knieendoprothese bei einliegendem Hüftendoprothesenschaft, im Gegensatz zu der Verwendung eines retrograden Femurnagels, deutlich leistungsfähiger ist und auch im Rahmen der Revisionsendoprothetik des osteoporotischen Knochens aus biomechanischer Sicht bedenkenlos implantiert werden kann. Es sollte aber hinsichtlich der klinischen Verwendung im Rahmen einer distalen Femurfraktur nicht unerwähnt bleiben, dass diese durch ihre Invasivität nur bestimmten Fällen vorbehalten sein sollte.

Zusammenfassend lässt sich somit bemerken, dass gemäß der Fragestellung 1, zwei ipsilateral zementierte Endoprothesenschäfte des Femurs das Risiko für das Auftreten einer interprothetischen Fraktur nicht erhöhen, da die Präparate dieser Gruppe von allen untersuchten Femora die höchsten Festigkeiten aufwiesen.

In Bezug auf die Fragestellung 2 kann festgehalten werden, dass ein winkelstabiler extramedullärer Kraftträger biomechanisch angesichts der erhöhten Femurstabilität deutlich besser für die Versorgung periprothetischer Femurfrakturen geeignet ist, als dies bei nicht zementierten intramedullären Kraftträgern im Sinne eines Femurnagels der Fall ist.

Im Rahmen der Fragestellung 3 kann konstatiert werden, dass die Länge des verwendeten Osteosynthesematerials keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Stabilität des Femurs darstellt. Sowohl lange als auch kurze Osteosynthesepplatten zeigten annähernd gleiche Werte in Hinblick auf die Widerstandsfähigkeit des Femurs.

Die in der Studie nach dem destruierenden Biegeversuch vorgefundenen und nach der AO-Klassifikation evaluierten Frakturmuster der Femora, zeigten je nach Gruppenzugehörigkeit interessanterweise deutliche Abweichungen. Interprothetische Frakturen, aufgetreten zwischen ipsilateraler Revisionsendoprothese und Hüftendoprothese, kennzeichneten von allen untersuchten Femora die vielschichtigsten Frakturmuster mit weitaus höher dokumentierten Werten hinsichtlich morphologischer Komplexität, dem Schwierigkeitsgrad ihrer Behandlung, sowie der theoretischen Prognose der aufgetretenen Femurfraktur in vivo. Im Gegensatz dazu zeigten die Femora mit ipsilateral instrumentierten extramedullären Kraftträgern und Hüftendoprothesenschaft überwiegend einfache Frakturformen mit durchweg niedrig evaluierten Schweregraden und weitaus besserer Prognose in Bezug auf eine angestrebte Frakturkonsolidierung und letztendlichem Outcome. Als ursächlich für die divergierenden Frakturmuster wurde spekuliert, dass sowohl Bohrlöcher, als auch bikortikale Verriegelungsschrauben die Stabilität des gesamten Konstruktes nachteilig veränderten, da Frakturen in jedem dokumentierten Fall, bis auf eine Ausnahme, immer einen Bezug zu einem solchen künstlich erzeugten Defekt der Kortikalis durch Schrauben und Schraubenkanäle aufwiesen. Zusätzlich hierzu wurde eine punktuelle Spannungszunahme der Kortikalis durch die eingebrachten Verriegelungsschrauben diskutiert, welche einen Locus minoris resistentiae des betroffenen Bereiches mit deutlich erhöhter Anfälligkeit für Frakturen erzeugte. Dies würde zum einen die geminderten Maximalkräfte extramedullärer gegenüber zementierten intramedullären Kraftträgern, wie auch die verminderte Frakturkomplexität der Femora mit extramedullären Kraftträgern im Sinne einer iatrogen herbeigeführten Sollbruchstelle erklären. In klinischen Fallberichten sind Refrakturen bei Plattenosteosynthesen mit Beteiligung der Schraubenkanäle nicht unbekannt, allerdings trat eine dieser Frakturen nicht bei einliegender Osteosynthese auf, sondern erst bei Vollbelastung 38 Tage nach Materialentfernung am Femur (Böstmann 1990). Button et al. zeigten in einer Arbeit aus dem Jahre 2004 ebenfalls zwei weitere Frakturen des Femurs mit deutlicher Beteiligung der Schraubenkanäle bei einliegender Osteosynthese, diese jedoch in Kombination mit einem Materialversagen derselbigen. Das Konzept solcher femoraler stress riser nahe chirurgischer Implantate ist in der Literatur zwar dokumentiert, eine genaue Definition ist jedoch nicht verfügbar (Iesaka et al. 2005).

Neben den o.g. Faktoren im Rahmen der verschieden komplexen Frakturmorphologie sollte allerdings auch die Höhe der Maximalkräfte, welche in dieser biomechanischen Studie erreicht wurden, nicht unerwähnt bleiben. So korrelierten hohe maximale Kräfte des Biegeversuches zum Teil mit einem weitaus komplexeren Frakturmuster. Femora mit deutlich milder evaluierten Frakturformen zeigten im Gegensatz dazu erkennbar geringere Werte hinsichtlich der maximal erreichten Kräfte.

Bei den Frakturlokalisationen der untersuchten Femora fanden sich ebenfalls spezifische Abweichungen. Wie erwartet zeigten alle Femora mit ipsilateralen Endoprothesen die Fraktur zwischen den jeweiligen Implantaten im Sinne einer Typ I Fraktur nach Platzer. Dies untermauerte die Theorie, dass der zementfreie Raum ebenfalls als *Locus minoris resistentiae* fungierte und dieses Areal für die spezifische Frakturlokalisation prädestinierte. Die Frakturlokalisationen an Präparaten mit der kurzen distalen Femurplatte fanden sich ohne Ausnahme an der proximalen Plattenspitze mit Beteiligung der Schraubenkanäle. Auch hierbei muss von einem erheblichen stress riser aufgrund eines chirurgischen Implantates zusammen mit der o.g. iatrogenen Schwächung der Kortikalis als Ursache ausgegangen werden. Femora mit langer distaler Femurplatte in Kombination mit einer Endoprothese des Hüftgelenkes, wiesen die Frakturen ausschließlich an der Prothesenspitze auf und diese ebenfalls immer auch mit Bezug zu den Bohrkanälen der Osteosyntheseplatten. Es wurde daher angenommen, dass für eine derartige Konstellation eine Kombination von stress risern und iatrogenen Herabsetzung der Festigkeit verantwortlich sein könnte, da in diesem Falle sowohl Schraubenkanäle transossär, Osteosyntheseplatte extraossär, als auch Endoprothesenschaft intraossär, die Festigkeit des Konstruktes gemeinsam gemindert haben könnten.

Die biomechanische Studie erlaubte aufschlussreiche Hinweise bezüglich der Risikofaktoren interprothetischer und den Versorgungsoptionen distaler Femurfrakturen, wobei jedoch auch einige limitierende Faktoren des Versuchsaufbaus zu benennen sind. Zum einen war diese Studie charakterisiert durch die Verwendung nicht lebendiger, fester Knochengewebe von verstorbenen Spendern. Damit konnte der physiologische Beitrag des weichen Gewebes im Sinne von Muskeln, Zugsehnern und Bändern in Bezug auf die Stabilität des Femurs in diesem Versuchsaufbau nicht repräsentiert werden. Insbesondere die beträchtlichen Kräfte der Zuggurtung durch den Tractus ileotibialis (Birnbaum et al. 2004; Pauwels 1948) als auch die einwirkenden Kräfte der Adduktoren des Oberschenkels und ihr Beitrag zur Widerstandsfähigkeit des Femurs blieben daher völlig unberücksichtigt. Durch die Entfernung jeglichen weichen Gewebes war zusätzlich eine optimale Erreichbarkeit aller Femuranteile

gegeben, so dass Implantate in idealster Weise instrumentiert werden konnten. In vivo sind dem Operateur jedoch oftmals Grenzen gesetzt, welche gegebenenfalls Kompromisse bei der Instrumentierung der Implantate und Osteosynthesen nach sich ziehen und in seltenen Fällen deren Versagen begründen können (Button et al. 2004). Zum anderen konnte in dieser Studie die Lockerung sowohl proximaler, als auch distaler intramedullärer Femurkomponenten nicht simuliert werden. Die Lockerung genannter Prothesenteile spielt laut Literatur als sog. stress riser (Iesaka et al. 2005) bzw. im Sinne des stress shielding jedoch neben weiteren Faktoren (Harris et al. 2010; Buchholz et al. 1995) eine nicht unerhebliche Rolle bei der Frakturgenese des Femurs bei bereits einliegenden Endoprothesen. Des Weiteren ließen sich bei den verwendeten und von Rupprecht et al. im Jahre 2011 etablierten Mechanismen keinerlei Aussagen zu unzementierten Endoprothesen treffen, da knöchernes Einwachsen von Implantaten und deren letztendliche Festigkeit und Lokalisation im Knochengewebe bei einem Versuchsaufbau dieser Art, nicht in adäquater Weise simuliert werden konnten (Fulkerson et al. 2006).

Der demographische Wandel der Bevölkerung in den westlichen Industrienationen wird Verletzungen mit Bezug zu der Endoprothetik noch weiter ansteigen lassen und somit Unfallchirurgen in konsequenter Weise vor die komplexe Aufgabe einer optimalen operativen Versorgung dieser für die Patienten oftmals schweren und beeinträchtigenden Verletzung stellen. Hierfür ist das Wissen um die biomechanischen Zusammenhänge und das Verhalten von instrumentiertem Knochengewebe von großer Relevanz und verdeutlicht umso mehr die Bedeutsamkeit der Grundlagenforschung auf dem Gebiet der Unfallchirurgie und der Biomechanik.

5. Zusammenfassung

In einer Zeit, in der die Lebenserwartung der Menschen in westlichen Industrienationen immer weiter steigt und in dessen Folge der endoprothetische Gelenkersatz stetig zunimmt, sehen sich Unfallchirurgen immer häufiger mit knöchernen Verletzungen konfrontiert, welche die Berücksichtigung von implantierten Endoprothesen bei der Versorgung erfordern. Für das klinische Management dieser periprothetischen Frakturen stehen, abhängig vom Schweregrad, eine Vielzahl von Versorgungsoptionen zur Verfügung. Diese reichen von der konservativen Therapie bis hin zu einer operativen Intervention. Operativ besonders bewährt haben sich dabei unzementierte und zementierte intramedulläre Kraftträger, wie Marknägel und gestielte Revisionsendoprothesen oder aber extramedulläre Kraftträger im Sinne von minimalinvasiven winkelstabilen Osteosyntheseplatten.

Ziel der Untersuchung war die Beantwortung der Frage, ob zwei ipsilateral zementierte Endoprothesenschäfte des Femurs das Risiko für das Auftreten einer interprothetischen Fraktur erhöhen. In dieser experimentellen Studie konnte in einem biomechanischen Vier-Punkt-Biegeversuch jedoch nachgewiesen werden, dass Femora mit zwei zementierten intramedullären Implantaten die höchste Festigkeit der untersuchten Präparate aufweisen und ein im Vergleich signifikant vermindertes Risiko für das Auftreten der komplikationsbehafteten o.g. Fraktur besteht. Die Implantation von gestielten Endoprothesen im Rahmen von Revisionsoperationen oder der Versorgung supracondylärer Femurfrakturen ist daher aus biomechanischer Sicht bedenkenlos möglich, ohne dabei die Stabilität des Femurs zu gefährden.

Des Weiteren wurde untersucht, welche Versorgungsoptionen sich biomechanisch im Rahmen einer supracondylären periprothetischen Fraktur als stabiler erweisen. Dahingehend konnte gezeigt werden, dass ein extramedullärer Kraftträger signifikant höhere Werte bezüglich der Stabilität aufweist, als dies bei unzementierten intramedullären Implantaten der Fall ist. Für die Versorgung supracondylärer Frakturen lässt sich klinisch schlussfolgern, dass unzementierte intramedulläre Kraftträger bei osteoporotischem Knochen nur mit Zurückhaltung eingesetzt werden sollten.

Die statistische Analyse hinsichtlich der Länge des verwendeten extramedullären Kraftträgers erbrachte keinen signifikanten Unterschied. Sowohl lange, als auch kurze winkelstabile extramedulläre Kraftträger erreichten annähernd gleiche Ergebnisse im Biegeversuch. In Bezug auf die operative Verwendung kann daher, je nach individueller Fraktursituation, eine lange oder kurze Osteosyntheseplatte ohne Risiko eines Stabilitätsverlustes genutzt werden.

6. Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AO	Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese
a.p.	anterior posterior
C	Celsius
CC	Condylar Constrained
cm	Zentimeter
ccm	Kubikzentimeter
CT	Computertomographie
F	Kraft
FC	fast casting
kg	Kilogramm
l	Hebelarmlänge
l_1	Abstand der äußeren Materialauflagen
l_2	Abstand der inneren Materialauflagen
M	Moment
mg	Milligramm

mm	Millimeter
MW	Mittelwert
N	Newton
Nm	Newton-Meter
pQCT	peripheral quantitative computed tomography
SD	Standardabweichung
sec	Sekunde
Tab.	Tabelle
TEP	Totalendoprothese

7. Tabellenverzeichnis

	Seite
Tab. 1: Patientenkollektiv	15
Tab. 2: Implantationstiefe des Bio Plug Zementstoppers	22
Tab. 3: Frakturmuster und Frakturschweregrade der Gruppe I	37
Tab. 4: Frakturmuster und Frakturschweregrade der Gruppe II	38
Tab. 5: Frakturmuster und Frakturschweregrade der Gruppe III	38

8. Abbildungsverzeichnis

	Seite
Abb. 1: Johansson Klassifikation	7
Abb. 2: Vancouver Klassifikation	8
Abb. 3: Modifizierte Vancouver Klassifikation nach Platzer	9
Abb. 4: Ermittelte Knochendichte	16
Abb. 5: Gruppencharakteristika	17
Abb. 6: Implantation des Synergy Prothesenschaftes	23
Abb. 7: Implantation der Genesis Femurkomponente	25
Abb. 8: Instrumentierung der Peri-Loc Osteosyntheseplatten	27
Abb. 9: Fixierung der Präparate in den Halterungen	28
Abb. 10: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus	30
Abb. 11: Prüfmaschine MTS 858.2	30
Abb. 12: AO-Klassifikation von Femurschaftfrakturen	32
Abb. 13: Ermittelte Knochendichte	33
Abb. 14: Gemittelte maximale Kräfte der Gruppen I-III im Biegeversuch	34
Abb. 15: Individuelle Werte der Gruppe I	35
Abb. 16: Individuelle Werte der Gruppe II	35

Abb. 17: Individuelle Werte der Gruppe III

36

9. Literaturverzeichnis:

Appleton P, Moran M, Houshian S, Robinson CM (2006). Distal femoral fractures treated by hinged total knee replacement in elderly patients. J Bone Joint Surg Br. 88:1065-70

Berry DJ. Epidemiology: hip and knee (1999). Orthop Clin North Am. 30:183–190

Bethea JS, DeAndrade JR, Fleming LL, Lindenbaum SD, Welch RB (1982). Proximal femoral fractures following total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 170: 95–106

Birnbaum K, Siebert CH, Pandorf T, Schopphoff E, Prescher A, Niethard FU (2004). Anatomical and biomechanical investigations of the iliotibial tract. Surg Radiol Anat. 26:433-46

Böstman OM (1990). Refracture after removal of a condylar plate from the distal third of the femur. J Bone Joint Surg Am. 72:1013-8

Buchholz J, Neumann K, Knopp W, Möllenhoff G, Muhr G (1995). Die hüftgelenksnahe Femurfraktur bei einliegender Totalendoprothese. Der Chirurg. 66:1120-1125

Button G, Wolinsky P, Hak D (2004). Failure of less invasive stabilization system plates in the distal femur: a report of four cases. J Orthop Trauma. 18:565-70

Cheung G, Zalzal P, Bhandari M, Spelt JK, Papini M (2004). Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading. Med Eng Phys. 26:93-108

Collinge CA, Gardner MJ, Crist BD (2011). Pitfalls in the application of distal femur plates for fractures. J Orthop Trauma. 25:695-706

Davidson D, Pike J, Garbuz D, Duncan CP, Masri BA (2008). Intraoperative periprosthetic fractures during total hip arthroplasty. Evaluation and management. J Bone Joint Surg Am. 90:2000-12

Dennis MG, Simon JA, Kummer FJ, Koval KJ, DiCesare PE (2000). Fixation of periprosthetic femoral shaft fractures occurring at the tip of the stem: a biomechanical study of 5 techniques. J Arthroplasty. 15:523-8

Duncan CP, Masri BA (1995). Fractures of the femur after hip replacement. Instr Course Lect 1995. 44:293-304

Eichinger S, Forst R (2005). Schenkelhalsendoprothese nach medialer Schenkelhalsfraktur bei ipsilateraler langstielliger Knieturnendoprothese. Der Unfallchirurg. 108:679–683

Fink B, Fuerst M, Singer J (2005). Periprosthetic fractures of the femur associated with hip arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg. 125:433-42

Fitzgerald RH, Brindley GW, Kavanagh BF (1988). The uncemented total hip arthroplasty: Intraoperative femoral fractures. Clin Orthop Relat Res. 235:61–66

Fulkerson E, Koval K, Preston CF, Iesaka K, Kummer FJ, Egol KA (2006). Fixation of periprosthetic femoral shaft fractures associated with cemented femoral stems: a biomechanical comparison of locked plating and conventional cable plates. J Orthop Trauma. 20:89-93

Gruner A, Hockertz T, Reilmann H (2004). Die periprosthetische Fraktur. Der Unfallchirurg. 107:35-49.

Haas NP, Krettek C (2012). Tscherne Unfallchirurgie. Hüfte und Oberschenkel. Springer Verlag Heidelberg Dordrecht London New York. Auflage 2012:361

Harris B, Owen JR, Wayne JS, Jiranek WA (2010). Does femoral component loosening predispose to femoral fracture?: an in vitro comparison of cemented hips. Clin Orthop Relat Res. 468:497-503

Heiney JP, Battula S, O'Connor JA, Ebraheim N, Schoenfeld AJ, Vrabec G (2012). Distal femoral fixation: A biomechanical comparison of retrograde nail, retrograde intramedullary nail, and prototype locking retrograde nail. Clin Biomech (Bristol, Avon). 27:692-696

Higgins TF (2007). Distal femoral fractures. J Knee Surg. 20:56-66

Holley K, Zelken J, Padgett D, Chimento G, Yun A, Buly R (2007). Periprosthetic fractures of the femur after hip arthroplasty: an analysis of 99 patients. HSS J. 3:190-7

Hou Z, Moore B, Bowen TR, Irgit K, Matzko ME, Strohecker KA, Smith WR (2011). Treatment of interprosthetic fractures of the femur. J Trauma. 71:1715-9

Iesaka K, Kummer FJ, Di Cesare PE (2005). Stress risers between two ipsilateral intramedullary stems: a finite-element and biomechanical analysis. J Arthroplasty. 20:386-91

Johansson JE, McBroom R, Barrington TW, Hunter GA (1981). Fracture of the ipsilateral femur in patients with total hip replacement. J Bone Joint Surg Am. 63:1435-42

Kammerlander C, Riedmüller P, Gosch M, Zegg M, Kammerlander-Knauer U, Schmid R, Roth T (2012). Functional outcome and mortality in geriatric distal femoral fractures. Injury. 43:1096-101

Kao FC, Tu YK, Su JY, Hsu KY, Wu CH, Chou MC (2009). Treatment of distal femoral fracture by minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis: comparison between the dynamic condylar screw and the less invasive stabilization system. J Trauma. 67:719-26

Kenny P, Rice J, Quinlan W (1998). Interprosthetic fracture of the femoral shaft. J Arthroplasty. 13:361–364

Lehmann W, Rupprecht M, Hellmers N, Sellenschloh K, Briem D, Püschel K, Amling M, Morlock M, Rueger JM (2010). Biomechanical evaluation of peri- and interprosthetic fractures of the femur. J Trauma. 68:1459-63

Leibner ED, Mosheiff R, Safran O, Abu-Snieneh K, Liebergall M (1999). Femoral fracture at the proximal end of an intramedullary supracondylar nail: a case report. Am J Orthop (Belle Mead NJ). 28:53-5

Lindahl H, Malchau H, Herberts P, Garellick G (2005). Periprosthetic femoral fractures classification and demographics of 1049 periprosthetic femoral fractures from the Swedish National Hip Arthroplasty Register. J Arthroplasty. 20:857-65

Lützner J, Hübel U, Kirschner S, Günther KP, Krummenauer F (2011). Langzeitergebnisse in der Knieendoprothetik. Der Chirurg. 82(7):618-24

Mähning M, Kohrgruber G (2009). Periprosthetische Frakturen am proximalen Oberschenkel. Vortrag 38. Fortbildungsseminar der Österreichischen Gesellschaft für Unfallchirurgie 2009

Mamczak CN, Gardner MJ, Bolhofner B, Borrelli J Jr, Streubel PN, Ricci WM (2010). Interprosthetic femoral fractures. J Orthop Trauma. 24:740-4

Martinet O, Cordey J, Harder Y, Maier A, Bühler M, Barraud GE (2000). The epidemiology of fractures of the distal femur. Injury. 31:62-3

McElfresh EC, Coventry MB (1974). Femoral and pelvic fractures after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 56:483-92

McLean AL, Patton JT, Moran M (2012). Femoral replacement for salvage of periprosthetic fracture around a total hip replacement. *Injury*. 43:1166-9

Mostofi SB (2006). *Fracture Classifications in Clinical Practice*. Springer Verlag Heidelberg Dordrecht London New York. 2. Auflage: 90

Mutschler W, Haas NP (1999). *Praxis der Unfallchirurgie*. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York. 1. Auflage: 421-422

Nayak RM, Koichade MR, Umre AN, Ingle MV (2011). Minimally invasive plate osteosynthesis using a locking compression plate for distal femoral fractures. *J Orthop Surg*. 19:185-90

Orthopaedic Trauma Association Committee for Coding and Classification (1996). Fracture and dislocation compendium. *J Orthop Trauma*. 10:36-40

Pauwels F (1948). Die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates für die Beanspruchung der Röhrenknochen. *Z Anat Entw Gesch*. 114:129–166

Platzer P, Schuster R, Luxl M, Widhalm HK, Eipeldauer S, Krusche-Mandl I, Ostermann R, Blutsch B, Vécsei V (2011). Management and outcome of interprosthetic femoral fractures. *Injury*. 42:1219-25

Raschke MJ, Stange R (2009). *Alterstraumatologie*. Elsevier Verlag München Jena. 1. Auflage: 534

Rosen AL, Strauss E (2004). Primary total knee arthroplasty for complex distal femur fractures in elderly patients. *Clin Orthop Relat Res*. 425:101-105

Rupprecht M, Grossterlinden L, Barvencik F, Gebauer M, Briem D, Rueger JM, Lehmann W (2008). Periprothetische Femurfrakturen. Der Unfallchirurg. 111:812–820

Rupprecht M, Sellenschloh K, Grossterlinden L, Püschel K, Morlock M, Amling M, Rueger JM, Lehmann W (2011). Biomechanical evaluation for mechanisms of periprosthetic femoral fractures. J Trauma. 70:62-6

Sah AP, Marshall A, Virkus WV, Estok DM 2nd, Della Valle CJ (2010). Interprosthetic fractures of the femur: treatment with a single-locked plate. J Arthroplasty. 25:280-6

Siegmeth A, Menth-Chiari W, Wozasek GE, Vécsei V (1998). Die periprothetische Femurschaftfraktur. Der Unfallchirurg. 101:901-906

Soenen M, Migaud H, Bonnomet F, Girard J, Mathevon H, Ehlinger M (2011). Interprosthetic femoral fractures: analysis of 14 cases. Proposal for an additional grade in the Vancouver and SoFCOT classifications. Orthop Traumatol Surg Res. 97:693-8

Springer BD, Berry DJ, Lewallen DG (2003). Treatment of periprosthetic femoral fractures following total hip arthroplasty with femoral component revision. J Bone Joint Surg Am. 85:2156-2162

Stannard JP, Schmidt AH, Kregor PJ, Wentzensen A, Gebhard F (2011). Spezielle Unfallchirurgie. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York. Auflage 2011:658

Streubel PN, Ricci WM, Wong A, Gardner MJ (2011). Mortality after distal femur fractures in elderly patients. Clin Orthop Relat Res. 469:1188-96

Tauber G, Winter E, Weise K (2002). Periprothetische Femurfrakturen bei einliegender Hüfttotalendoprothese. Trauma und Berufskrankheit. 4:255–259

Whittaker RP, Sotos LN, Ralston EL (1974). Fractures of the femur about femoral endoprotheses. J Trauma. 14:675-94

Young SW, Walker CG, Pitto RP (2008). Functional outcome of femoral peri prosthetic fracture and revision hip arthroplasty: a matched-pair study from the New Zealand Registry. Acta Orthop. 79:483-8

10. Danksagung:

Meinem Doktorvater und Betreuer Professor Dr. Wolfgang Lehmann bin ich zu größtem Dank verpflichtet. Ich möchte mich insbesondere für die Möglichkeit in seiner Arbeitsgruppe tätig werden zu dürfen und für die hervorragende Betreuung dieser Arbeit bedanken.

Privatdozent Dr. Martin Rupprecht und Dr. Jakob V. Nüchtern danke ich für die umfassende Einarbeitung in die Thematik und die Arbeitsweise in den Laboratorien.

Herrn Diplom Ingenieur Kay Sellenschloh danke ich für die vielen technischen Hinweise während der biomechanischen Untersuchung.

Herrn Professor Dr. Johannes M. Rueger danke ich dafür, meine Doktorarbeit in seiner Klinik durchführen zu dürfen, Professor Dr. Michael M. Morlock danke ich für die Bereitstellung seiner Laboratorien und Prüfmaschinen in Harburg und Professor Dr. Klaus Püschel und dem Institut für Rechtsmedizin danke ich für die Asservierung der Präparate.

11. Lebenslauf

Entfällt aus datenschutzrechtlichen Gründen.

12. Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht genutzt und die aus den bestimmten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe. Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Hamburg, 25.01.2013

Daniel Melzner