

Aus dem
Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie
Klinik für Orthopädie und Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h.c. Norbert P. Haas

Habilitationsschrift

Behandlungsergebnisse und innovative Konzepte zur Optimierung der osteosynthetischen Stabilisierung von periprothetischen Femurfrakturen

zur Erlangung der Lehrbefähigung
für das Fach Orthopädie und Unfallchirurgie

Vorgelegt dem Fakultätsrat der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Dr. med. Sven Märdian

in München

Eingereicht: 22.07.2015
Dekan: Professor Dr. med. Axel Radlach Pries
1. Gutachter: Professor Dr. med. Thomas Mittlmeier
2. Gutachter: Professor Dr. med. Cyrus Klostermann

Inhalt

1	Einleitung	1
1.1	Epidemiologie und Ätiologie.....	1
1.2	Klassifikation periprothetischer Femurfrakturen	3
1.2.1	Periprothetische Femurfrakturen nach endoprothetischem Hüftgelenksersatz.....	4
1.2.2	Periprothetische Femurfrakturen nach endoprothetischem Kniegelenksersatz.....	4
1.2.3	Allgemeingültige Klassifikation periprothetischer Femurfrakturen	6
1.3	Therapie.....	7
1.3.1	Therapieziele	7
1.3.2	Konservative Therapie.....	8
1.3.3	Operative Therapie.....	9
1.4	Osteosynthetische Philosophien	11
1.5	Winkelstabile Plattensysteme	13
1.6	Eigenheiten der operativen Stabilisierung periprothetischer Frakturen mittels osteosynthetischer Rekonstruktion	15
2	Wissenschaftliche Fragestellungen.....	19
3	Klinische Ergebnisse nach operativer Therapie von periprothetischen Frakturen	21
3.1	Klinisch funktionelle Ergebnisse sowie Lebensqualität von periprothetischen Femurfrakturen nach totalem Hüftgelenksersatz.....	21
3.2	Klinisch funktionelle Ergebnisse sowie Lebensqualität von periprothetischen Frakturen nach totalem Kniegelenksersatz.....	31
4	Konzepte zur Therapieoptimierung von periprothetischen Femurfrakturen	38
4.1	Die Schwingstrecke von winkelstabilen Plattenosteosynthesen am Femur bestimmt den Grad der interfragmentären Bewegung unter physiologischen Belastungen	38

4.2	Eine interfragmentäre Zugschraubenosteosynthese erhöht signifikant die Stabilität in einem winkelstabilen Plattenkonstrukt des distalen Femurs	46
4.3	Die bikortikale Schraubenverankerung ist biomechanisch überlegen, führt jedoch zu verheerenden Versagensmustern.....	54
5	Diskussion.....	63
5.1	Klinische Ergebnisse.....	63
5.2	Optimierung der osteosynthetischen Rekonstruktionsoptionen.....	68
6	Zusammenfassung	79
7	Literaturverzeichnis.....	82
8	Anhang	96
8.1	Danksagung	96
8.2	Eidesstattliche Erklärung	98

Verzeichnis relevanter Abkürzungen (alphabetisch sortiert)

AO – Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

ASIF – Association for the Study of Internal Fixation

HHS – Harris Hip Score

KSS – Knee Society Score

LAP – Locking Attachment Plate

LCP – Locking Compression Plate

ROM – Range of Motion

SF-36 – Short Form 36

WOMAC – Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index

1 Einleitung

1.1 Epidemiologie und Ätiologie

Die demographische Entwicklung führt multifaktoriell bedingt (unter anderem durch bessere medizinische Versorgung, verbesserte Hygienestandards, etc.) zu einer stetig steigenden Lebenserwartung sowie einem höheren Aktivitätslevel der Patienten auch im fortgeschrittenen Lebensalter. Dies bedingt einen ständig wachsenden Bedarf an endoprothetischen Gelenkersatzoperationen ¹⁻⁴. Dieser Trend wird durch Daten aus dem schwedischen Hüftprothesen-Register belegt (s. Abb. 1 links) ⁵. In der Bundesrepublik Deutschland hingegen konnte nach Angaben des statistischen Bundesamtes im Jahr 2012 erstmals ein Rückgang der Patientenzahlen, die sich einer Gelenkersatzoperation unterzogen haben, verzeichnet werden (s. Abb. 1 rechts) ⁶.

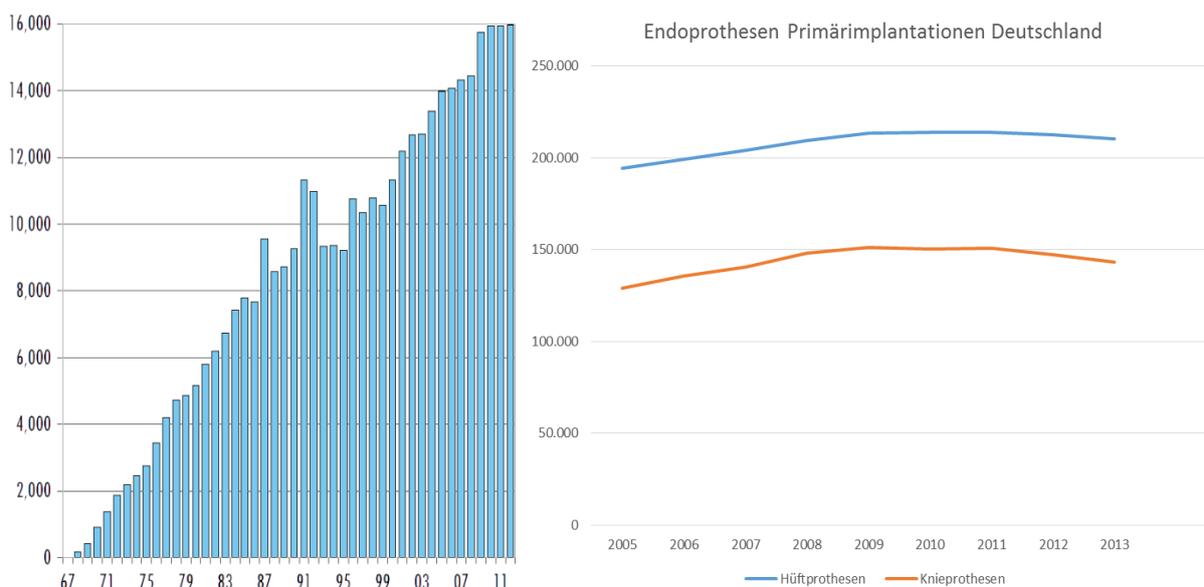


Abb. 1

Übersicht der Primärimplantationszahlen von Hüftprothesen aus dem schwedischen Prothesenregister (links, modifiziert nach Garrellick *et al.* ⁵). Hier ist im Verlauf der dokumentierten Jahre der Zuwachs an Patienten klar ersichtlich. Die Daten des statistischen Bundesamtes ⁶ (rechts) zeigten bisher sowohl in der Knie- als auch Hüftendoprothetik ebenfalls einen Aufwärtstrend, welcher zuletzt 2012 jedoch erstmals abflachte.

In der aktuellen Literatur herrscht Einigkeit unter den Autoren, dass die Fallzahlen von periprothetischen Frakturen dennoch in den nächsten Jahren drastisch zunehmen wird ^{1-4,7}. Eine Studie von Sidler-Maier *et al.* analysiert die Inzidenzen periprothetischer Frakturen und

kommt zu dem Ergebnis, dass diese in 0,3% – 18% nach Primärimplantationen sowie in 0,3% – 17,6% nach revisionsendoprothetischen Eingriffen auftreten⁸. Weiteren aktuellen Studien zufolge treten periprothetische Frakturen derzeit mit einer Inzidenz von 0,1% – 18% nach Primärimplantationen und in Revisionsfällen in 0,3% – 27,8% der Fälle auf, wobei einschränkend erwähnt werden muss, dass die tatsächliche Inzidenz aufgrund fehlender zentraler Erfassungssysteme (z. B. (inter-)nationale Register) nur schwer einzuschätzen ist^{3,4,8-11}. Die Studie mit dem größten publizierten Patientenkollektiv stammt aus dem Jahre 2015 von Toogood *et al.*¹². Diese Arbeitsgruppe analysierte Daten von insgesamt 30.624 Patienten und erhob eine jährliche Prävalenz periprothetischer Frakturen zwischen 4,2% – 7,4% (je nach Gelenk [Knie/Hüfte] oder implantierten Prothesentyp [Primärimplantat/Revisionsimplantat]). Weiterhin konnte über einen 5-Jahreszeitraum gezeigt werden, dass die Primärimplantationszahlen sowie die Anzahl an revisionsendoprothetischen Eingriffen im genannten Zeitraum kontinuierlich anstiegen. Die Autoren schlossen daraus, dass trotz gleichbleibender Prävalenz die jährliche Inzidenz dieser Verletzungen stetig ansteigt¹². Neben den medizinischen Implikationen (s. unten) stellt diese Komplikation der modernen Gelenkersatzverfahren eine erhebliche Belastung für das Gesundheitswesen dar. In einer Analyse mit Daten aus dem britischen Gesundheitssystem konnten die Autoren herausarbeiten, dass die Kosten die im Rahmen der Therapie einer periprothetischen Fraktur entstehen durchschnittlich 18.185 £ [englische Pfund] betragen¹³. Damit lagen die entstandenen Kosten ca. 3-fach höher als die daraus resultierende Vergütung mit durchschnittlich 5.968 £ und sogar 3,5-fach höher im Vergleich zur Vergütung einer Primärimplantation (5.305 £)¹³. Über die finanziellen Implikationen hinaus stellen jedoch die medizinischen Konsequenzen, die für den betroffenen Patienten nicht selten gravierend sind (erhöhte Mortalität^{14,15}, funktionelle Einschränkungen¹⁵, erhöhtes postoperatives Re-Hospitalisationsrisiko¹⁶), die behandelnden Chirurgen vor große Herausforderungen. Viele Arbeitsgruppen haben sich daher diesem Thema gewidmet und konnten bislang sowohl Ursachen² als auch Risikofaktoren^{11,17} identifizieren.

Aufgrund des häufig geriatrischen Patientengutes^{1,4} sind Niedrigenergietrauma, wie etwa der einfache Sturz in der Ebene, eine der Hauptursachen für periprothetische Frakturen^{2,3}. Lindahl *et al.* zeigten in ihrer Analyse von Daten aus dem schwedischen Prothesenregister (1.049 periprothetische Frakturen im Zeitraum von 1979 bis 2000), dass in 75% der Primärprothesen

und in 56% der Revisionsprothesen der einfache Sturz in der Ebene ursächlich für die resultierende Fraktur war ². Zudem hielten die Autoren fest, dass der Anteil von Patienten mit „spontanen“ Frakturen in der Revisionsgruppe signifikant höher als in der Primärgruppe (37% versus 18%, $p < 0,001$) war ². Ferner zeigten die Autoren, dass in beiden Gruppen nur in 7% der Fälle ein Hochenergietrauma für die Frakturstehung verantwortlich gemacht werden konnte ². Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch andere Studien, jedoch mit weit weniger Fallzahlen ^{4,18,19}. Neben den Frakturursachen ist die Identifikation möglicher Risikofaktoren Gegenstand aktueller Forschungsbemühungen. So konnten Zhu *et al.* in einer Metaanalyse von 1.069 Fällen sowie Singh *et al.* an Daten von 305 Fällen zeigen, dass unter anderem das weibliche Geschlecht, ein höheres Lebensalter (über 80 Jahre) und in situ befindliche Revisionsprothesen signifikante Risikofaktoren für das Auftreten von periprothetischen Frakturen sind ^{11,20}. Weiterhin konnten Vorerkrankungen wie z. B. Osteoporose und lokale Faktoren wie periprothetische Osteolysen oder gelockerte Prothesenkomponenten als Risikofaktoren identifiziert werden ⁴.

1.2 Klassifikation periprothetischer Femurfrakturen

“A classification is useful only if it considers the severity of the bone lesion and serves as a basis for treatment and for evaluation of the results.”

(Maurice E. Müller, Autor der AO-Klassifikation ²¹)

Im Laufe der letzten Jahrzehnte wurden verschiedene Klassifikationssysteme entwickelt, welche zum einen darauf abzielen die Frakturmorphologie und zum anderen den Status der implantierten Prothese (fest verankert versus gelockert) zu beschreiben. Mit Hilfe dieser beiden Hauptparameter kann im Idealfall ein Behandlungsalgorithmus für jeden Patienten abgeleitet werden. Je nach Prothesentyp (Hüft- oder Knie-Totalendoprothese) haben sich heute hauptsächlich zwei Klassifikationen durchgesetzt, welche grundsätzlich die von Maurice E. Müller postulierten Hauptparameter einer Frakturklassifikation erfüllen.

1.2.1 Periprothetische Femurfrakturen nach endoprothetischem Hüftgelenksersatz

Die bekannteste und klinisch am weitesten verbreitete sowie angewandte Klassifikation von periprothetischen Femurfrakturen nach endoprothetischem Hüftgelenksersatz ist die Vancouver-Klassifikation von Duncan und Masri ²². Diese Klassifikation umfasst in Ihrer ursprünglich publizierten Version die drei Haupttypen A – C, wobei die Typen A und B mit jeweils zwei bzw. drei Subtypen weiter unterteilt werden (s. Abb. 2).

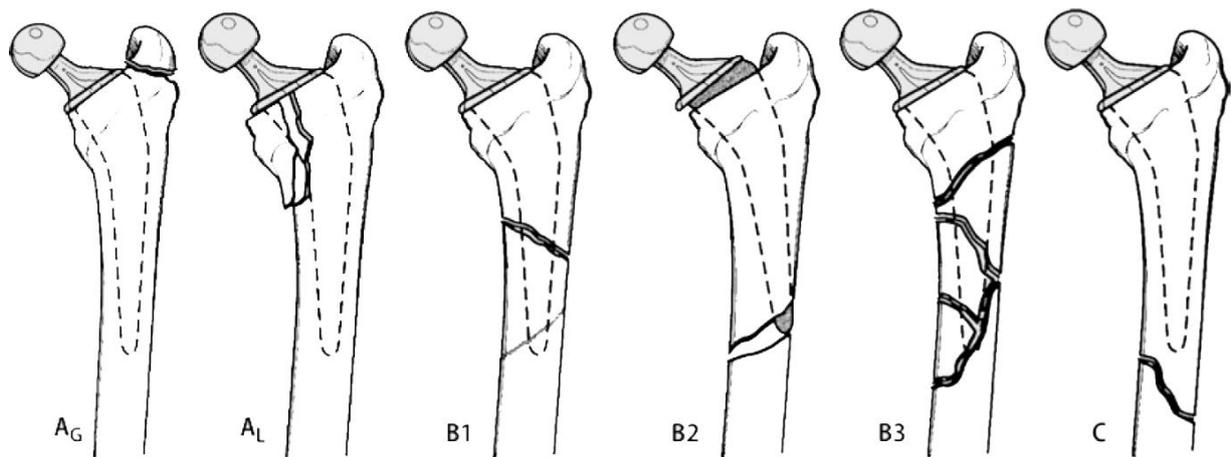


Abb. 2

Vancouver Klassifikation nach Duncan und Masri 1995 ²² modifiziert nach Mückley 2011 ²³. Typ A Frakturen betreffen als Typ A_G (aus dem Englischen „greater“) den Trochanter major sowie als Typ A_L (aus dem Englischen „lower“) den Trochanter minor. Die B-Verletzungen werden je nach Fixierungszustand der Prothese als B1 bei fester Prothese, als B2 bei lockerer Prothese oder als B3 bei lockerer Prothese in Kombination mit einem mangelhaften knöchernen Prothesenlager (Osteolysen, Trümmerzone oder Osteoporose) subklassifiziert. Frakturen, die außerhalb des Prothesenlagers verlaufen werden zu den Typ C Verletzungen gezählt.

1.2.2 Periprothetische Femurfrakturen nach endoprothetischem Kniegelenksersatz

Für periprothetische Frakturen nach endoprothetischem Kniegelenksersatz wurden ebenfalls verschiedene Klassifikationen publiziert ²⁴⁻²⁹. Die frühen Klassifikationen von Sisto *et al.* ²⁷, Merkel und Johnson ²⁸ sowie Neer *et al.* ²⁹ ziehen vornehmlich den Grad der Dislokation bzw. das Vorhandensein und die Ausdehnung einer Trümmerzone als Kriterien für die Einteilung der jeweiligen Frakturtypen heran. Jedoch offerieren sie damit dem behandelnden Chirurgen keinerlei Hilfestellung bei der Therapieentscheidung, da die wesentliche Frage nach dem Zustand der Fixierung der Prothese in ihrem knöchernen Lager unbeantwortet bleibt. Daher haben sich diese Klassifikationen in der Fachliteratur sowie der klinischen Anwendung nicht durchsetzen können. Die Einteilung nach Su *et al.* ²⁴ ermöglichte erstmals eine Zuordnung des Frakturtyps zu einer chirurgischen Therapie ³⁰, bezog sich jedoch nur auf die Lage der Fraktur

in Relation zur Prothesenkomponente. Rorabeck und Lewis publizierten schließlich erstmals eine Klassifikation, welche neben dem Dislokationsgrad auch den Zustand des Prothesenlagers beurteilt^{25,26}. Vor allem im angloamerikanischen Schrifttum hat sich bis heute die Klassifikation von Rorabeck und Lewis²⁵ durchgesetzt (s. Abb. 3). Neben dieser ist die oben angesprochene Klassifikation nach Su *et al.*²⁴ die gebräuchlichste (s. Abb. 4).

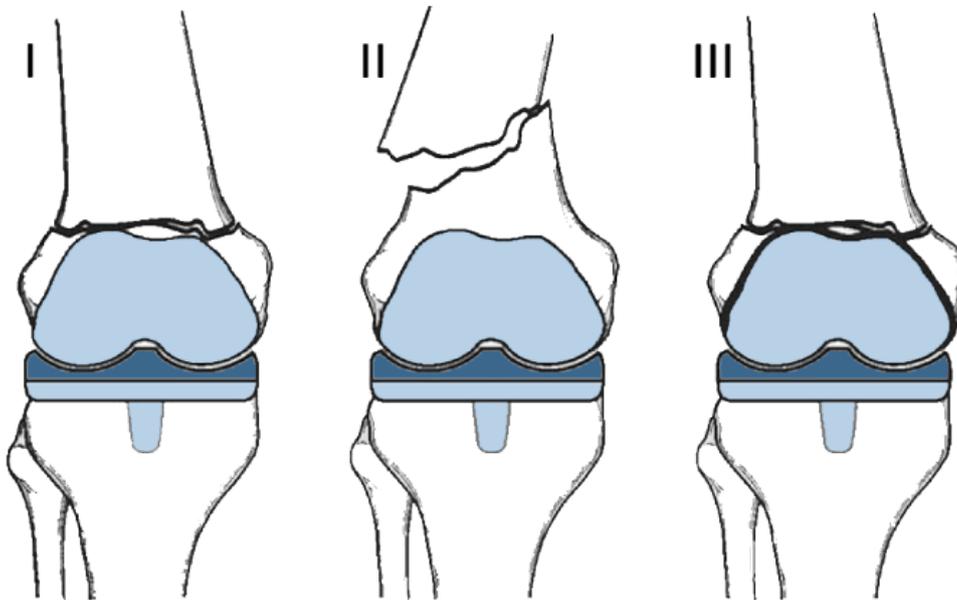


Abb. 3

Klassifikation der periprothetischen Femurfrakturen nach Knie totalendoprothese publiziert durch Lewis und Rorabeck²⁵ (modifiziert nach Yoon *et al.*³¹). Alle nicht dislozierten Frakturen mit stabiler Prothesenkomponente werden zu den Typ I Frakturen gezählt. Im Gegensatz dazu sind die Typ II Frakturen bei stabiler Prothese disloziert. Alle Frakturen, die mit einer gelockerten Prothese vergesellschaftet sind (dislozierte und nicht dislozierte) werden als Typ III Verletzungen subsummiert.

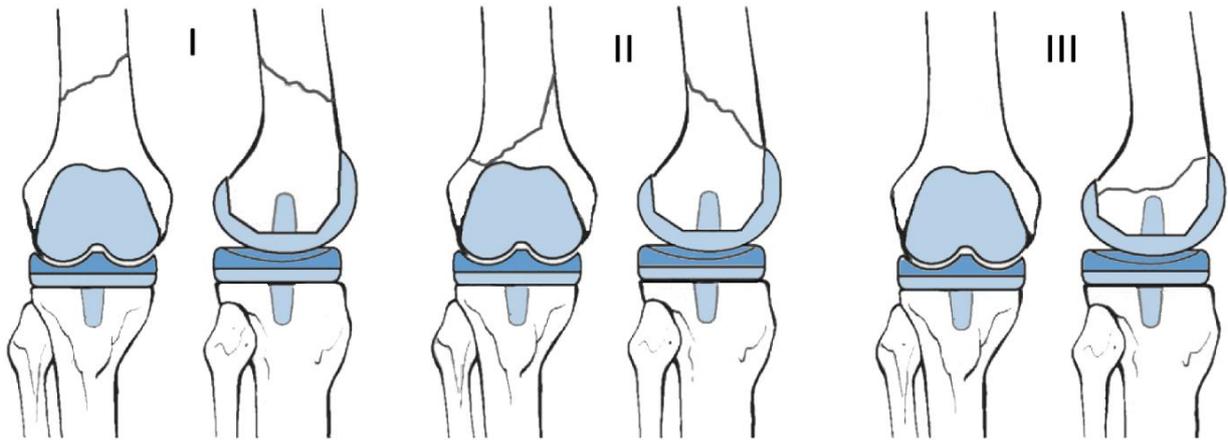


Abb. 4

Die Klassifikation nach Su *et al.* ²⁴ (modifiziert nach Yoon *et al.* ³¹) lässt den Festigkeitszustand der Prothesenkomponente außen vor und beschreibt einzig die Frakturlage in Relation zur Prothesenkomponente. Während die Typ I Frakturen die Prothese nicht tangieren, reichen die Typ II Frakturen bis an das Prothesenschild ventral heran. Typ III Frakturen sind derart distal gelegen, dass jegliche Frakturausläufer nach proximal nicht jenseits des Prothesenschildes ziehen.

1.2.3 Allgemeingültige Klassifikation periprothetischer Femurfrakturen

Aufgrund der zunehmenden Inzidenz periprothetischer Frakturen in allen Bereichen der Endoprothetik besteht gleichzeitig der dringende Bedarf eines allgemeinen Klassifikationssystems um alle Frakturtypen zu erfassen um daraus entsprechende therapeutische Schritte abzuleiten. Eine solche, der Systematik der AO-Klassifikation angelehnte, Einteilung wurde 2013 von Michael Schütz und Carsten Perka in Ihrem Buch zum Management periprothetischer Frakturen publiziert ³². In dieser wird zunächst der Bezug zum betroffenen Gelenk mit römischen Ziffern hergestellt (z. B. Hüftgelenk: IV, Kniegelenk: V). Der frakturierte Knochen wird numerisch analog der AO-Klassifikation dargestellt (Femur: 3). Nach dieser Kodierung der betroffenen anatomischen Region schließt sich die eigentliche Frakturtypenklassifikation (s. Tabelle 1) an. Dieses nun als **Unified Classification System (UCS)** ³³ bezeichnete System repräsentiert, analog der AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese) – Klassifikation für Extremitätenfrakturen ²¹, ein allgemeingültiges Klassifikationssystem für periprothetische Frakturen ³³. In einer weiterführenden Untersuchung konnte diese Systematik bereits eine gute Inter- bzw. Intraobserver Reliabilität unter Beweis stellen ³⁴. Wir sind überzeugt, dass sich diese in Zukunft gegenüber den bisher im klinischen Alltag gebräuchlichen Klassifikationen durchsetzen wird.

FRAKTURTYP	BESCHREIBUNG
A	Frakturen von Apophysen oder Protuberanzen (z. B. Trochanter major/minor, Tuberculum majus/minus)
B	Frakturen die das Prothesenlager betreffen (Subtypen analog der originären Einteilung, jedoch nicht beschränkt auf Hüftprothesen)
C	Frakturen des prothesentragenden Knochens fernab des Prothesenlagers
D	Interprothetische Fraktur zwischen zwei endoprothetischen Gelenkersätzen (z. B. Femurschaftfraktur zwischen einer Hüft- und einer Knie totalendoprothese)
E	Frakturen an zwei benachbarten Knochen, welche eine Prothese beinhalten (z. B. Floating knee Verletzung (Femurfraktur und ipsilaterale Tibiafraktur) bei implantierter Knie totalendoprothese)
F	Fraktur einer Gelenkfläche, welche nicht prothetisch ersetzt ist, aber mit einer Prothese artikuliert (z. B. Azetabulumfraktur bei einliegender Hemiprothese des betroffenen Hüftgelenkes)

Tabelle 1

Das UCS Klassifikationssystem, welches die Vancouver-Klassifikation erweitert bzw. neu definiert. Beschreibung modifiziert nach Schütz und Perka 2013 sowie Duncan und Haddad^{32,33}. Durch diese werden nun alle Kombinationen an periprothetischen Frakturen abgebildet.

1.3 Therapie

1.3.1 Therapieziele

Aufgrund der stetigen Weiterentwicklung sowohl der Operationstechniken und der Implantate sowie den verbesserten anästhesiologischen Verfahren als auch der postoperativen intensivmedizinischen Möglichkeiten, hat es in den letzten Jahren einen Paradigmenwechsel in der Therapie von periprothetischen Femurfrakturen gegeben³⁰. Während Ende der 1970er bis weit in die 1980er Jahre die konservative Therapie durch Traktion und Immobilisation die primäre Therapie war^{28,35-46}, ist sie heute nur noch speziellen Fällen vorbehalten (stabile Frakturtypen, nicht narkosefähige Patienten, unwillige Patienten)^{3,7}. Die Therapieziele von periprothetischen Frakturen hingegen haben sich seit der Zeit, in der diese vorrangig konservativ behandelt wurden, nicht geändert und sind auch heute noch in der Fachliteratur allgemein anerkannt^{40,41,47,48}:

1. Knöcherne Frakturkonsolidierung innerhalb von 6 Monaten nach Trauma (mit weniger als 1 cm Verkürzung)
2. Funktioneller Bewegungsumfang wie vor dem Trauma
3. Stabile Gelenkführung ohne wesentliche Achsabweichung (weniger als 5° Varus-/Valgusfehler, minimaler Torsionsfehler, weniger als 10° Abweichung der Ante-/Retroversion)

Aus diesen Therapiezielen wurde von der Arbeitsgruppe um Beals und Tower ein Score entwickelt, welcher das postoperative radiologische Ergebnis zu quantifizieren versucht ⁴⁹. Dabei spielt vor allem der Fixierungszustand der Prothese (fest versus locker) sowie der Konsolidierungsstatus der Fraktur, das knöcherne Alignment und die Verkürzung eine entscheidende Rolle. In der Analyse ihrer eigenen Daten fanden Beals und Tower bei der Anwendung ihrer Einteilung in 52% der Fälle ein schlechtes Ergebnis ⁴⁹. Jedoch finden diese 1996 publizierten Kriterien in klinischen Studien nur teilweise Beachtung, was eine allgemeine Interpretation der radiologischen Ergebnisse zwischen den einzelnen Arbeiten erschwert.

1.3.2 Konservative Therapie

Die Möglichkeiten der konservativen Therapie von periprothetischen Frakturen beschränkt sich auf die klassischen Behandlungsoptionen der konservativen Knochenbruchbehandlung, deren Hauptpfeiler die bereits von Lorenz Böhler formulierten Kriterien (Reposition, Retention, Rehabilitation) sind ⁵⁰. Hinzu kommen Variationen der, ebenfalls von Lorenz Böhler beschriebenen, Technik der Traktion ⁵¹. Das Ziel ist dadurch eine achsgerechte Reposition und Retention der Fraktur zu erreichen. Die Ergebnisse der konservativen Therapie durch Traktion und/oder Immobilisation führen jedoch in der Regel zu schlechten klinischen Ergebnissen mit einer dauerhaften Einschränkung der Beweglichkeit vor allem bei periprothetischen Frakturen nach Knie totalendoprothese – trotz guter knöcherner Heilungsraten ³⁷. Ein weiterer beachtenswerter Aspekt ist das von mehreren Autoren beschriebene Risiko einer Frakturkonsolidierung in Achsfehlstellung ^{28,42}, das wiederum zu einer frühzeitigen Lockerung der implantierten Prothesenkomponenten führen kann ⁵². Zudem konnte in einem systematischen Review von 29 Studien (operative versus konservative Therapie mit 415 eingeschlossenen Femurfrakturen) gezeigt werden, dass die konservative Therapie mit einem

signifikant erhöhten Risiko für die Entwicklung einer Pseudarthrose vergesellschaftet war ¹⁹. Abgesehen von den genannten Einschränkungen der Funktion bzw. der nicht zu vernachlässigenden Rate an Pseudarthrosen und Frakturheilungen in Fehlstellung stellen die Notwendigkeit der Immobilisation sowie deren Dauer weitere Risikofaktoren für sekundäre Komplikationen dar. Hier sind allen voran die tiefe Beinvenenthrombose, die Lungenembolie sowie Weichteilirritationen zu nennen ^{41,42,53}.

1.3.3 Operative Therapie

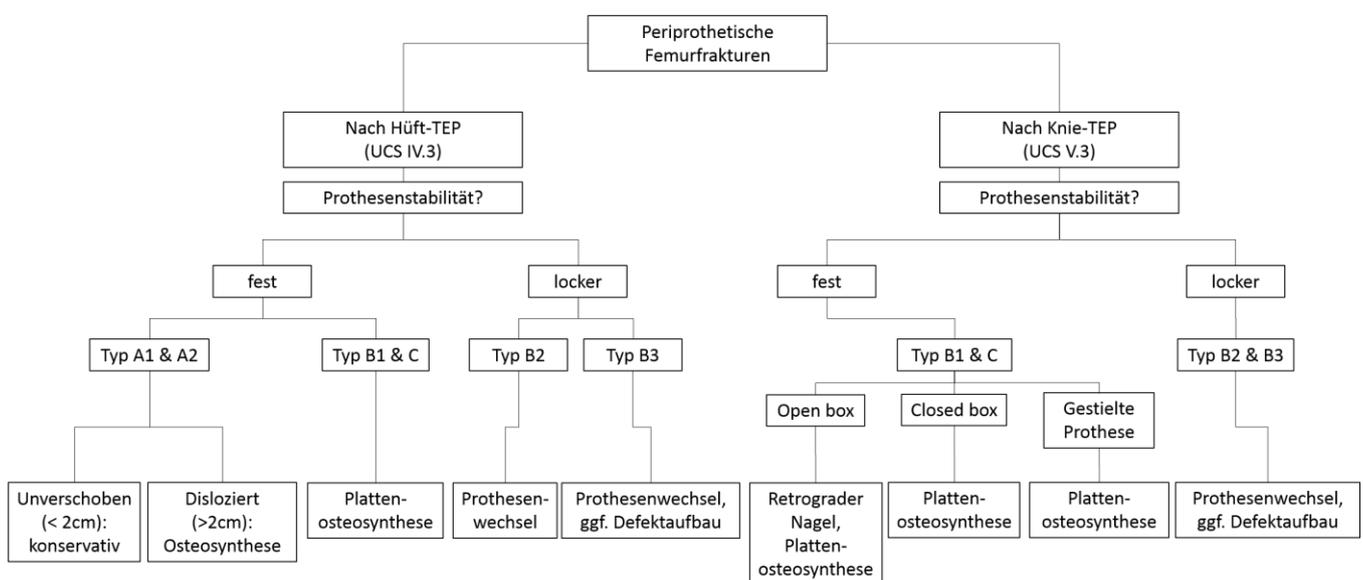


Abb.5

Stabilisierungsalgorithmus von periprothetischen Femurfrakturen spezifiziert nach der Frakturklassifikation sowie dem Prothesenzustand modifiziert nach Hagel *et al.* ³ und Märdian *et al.* ⁷. Die zentrale Frage nach der Prothesenstabilität steht hier im Mittelpunkt der Betrachtung und bietet dem behandelnden Chirurgen die Möglichkeit einen adäquaten therapeutischen Weg für jeden Patienten zu finden. Sonderfälle bieten die Frakturtypen D und E, bei welchen abgesehen von der eigentlichen Fraktur die jeweiligen Prothesenkomponenten hinsichtlich ihres Verankerungszustandes individuell betrachtet und die Therapie entsprechend danach ausgerichtet werden muss. Daher ist bei diesen Frakturtypen ein für jeden Patienten individuelles Therapiekonzept entscheidend.

Abgesehen von stabilen Frakturen des Trochanter major, welche konservativ therapiert werden können, stellt die operative Therapie von periprothetischen Frakturen heute den Goldstandard dar ^{3,54-56}. Grundsätzlich beinhaltet die operative Stabilisierung dieser Verletzungen alle Techniken der osteosynthetischen Rekonstruktion (sowohl intra- als auch extramedullär) als auch das gesamte Portfolio revisionsendoprothetischer Optionen ^{3,7}. Eine

dezidierte präoperative Festlegung der Versorgungsstrategie ist dabei ebenso wichtig wie die postoperative anästhesiologisch/intensivmedizinische Betreuung und die sich daran anschließenden rehabilitativen Maßnahmen^{3,7,55}. Die zentrale Frage im Entscheidungsprozess fokussiert sich auf den Verankerungszustand der Prothese (fest verankert versus gelockert)^{3,7,57-59}. Dies, in Zusammenschau mit einer korrekten Frakturklassifikation, stellt die Voraussetzung für den korrekten Einstieg in den Versorgungsalgorithmus dar (Abb. 5) und fungiert somit als „Weichensteller“ für ein optimales Behandlungsergebnis. Außerdem impliziert der Versorgungsalgorithmus, dass der verantwortliche Chirurg die Techniken der osteosynthetischen als auch der revisionsendoprothetischen Rekonstruktion beherrschen muss, um jedem einzelnen Patienten gerecht zu werden^{3,7,23}. Ferner muss die versorgende Einrichtung die notwendige Infrastruktur (z. B. chirurgische Kompetenz, OP-Ausstattung, intensivmedizinische Ausstattung) vorhalten, sodass bereits gefordert wurde, dass diese Frakturen nur in entsprechend ausgerüsteten Zentren therapiert werden sollten^{3,60}.

Die klinischen Ergebnisse von periprothetischen Femurfrakturen wurden im Rahmen diverser klinischer Studien untersucht^{3,4,17,20,61-79}. Die klinischen Ergebnisse aus diesen Studien sind dabei nicht immer zufriedenstellend. Die Arbeitsgruppe von Moreta publizierte 2014 Daten von 59 periprothetischen Frakturen nach endoprothetischem Hüftgelenkersatz, welche algorithmusorientiert operativ therapiert wurden⁴. Dabei zeigten nur 34% ein sehr gutes Ergebnis und die Gesamtkomplikationsrate lag bei 56% (davon 19% Revisionsoperationen nach Frakturversorgung). Ein ähnliches Bild wird von Zuurmond *et al.* gezeichnet⁶¹: Sie fanden in ihren Daten eine Komplikationsrate von 48% sowie eine Rate an Revisionsoperationen von 33%. Die Hauptgründe für die notwendigen Reoperationen waren Re-Frakturen sowie ein Versagen der Osteosynthese (z. B. Implantatbruch oder –ausriß). Eine der größten Studien der aktuellen Literatur, welche Daten aus dem schwedischen Prothesenregister untersuchte, postuliert eine Gesamtrevisionsrate von 22%. Innerhalb der osteosynthetisch stabilisierten Patienten trat als häufigste Komplikation das Implantatversagen (ca. 10%) auf⁶⁰. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch Füchtmeier *et al.*⁶⁸. In ihrem Kollektiv (n = 121) lag die Ein-Jahres-Revisionsrate bei 16,5% (häufigste Komplikation mit ca. 11% was das Implantatversagen). Lizaar-Utrilla *et al.* sowie Singh *et al.* veröffentlichten ihre Daten zu den Ergebnissen von periprothetischen Frakturen nach Kniegelenkersatz^{74,77}. Während Singh *et al.* eine Reduktion des Knee Society Score⁸⁰, welcher die Gelenkfunktion mit zwei Subskalen quantifiziert, um

mehr als 20% im Vergleich zu vor der Verletzung sahen, beschreiben Lizaur-Utrilla *et al.* ebenfalls eine signifikante Verschlechterung des Knee Society Score sowie weiterer funktioneller Parameter. Obwohl viele weitere Studien zu den Ergebnissen periprothetischer Femurfrakturen vorliegen ist deren Vergleichbarkeit und Aussagekraft eingeschränkt. Zum einen liegt das an den meist relativ kleinen Patientenkohorten und zum anderen an den unterschiedlichen Methodiken (verschiedene klinische Parameter und Scores, unterschiedliche Nachuntersuchungszeiträume, usw.) die angewandt wurden.

Zusammenfassend zeigen sich nach der aktuellen Literaturlage folgende Probleme in der Therapie periprothetischer Femurfrakturen:

- Die klinisch funktionellen Ergebnisse sind in einem Großteil der Fälle deutlich eingeschränkt.
- Es zeigen sich einheitlich hohe Komplikationsraten, wobei Infektionen sowie das Implantatversagen im Falle von osteosynthetischen Rekonstruktionen an vorderster Stelle stehen.

Die Rekonstruktion periprothetischer Femurfrakturen mittels Osteosynthesen stellt, wie dargestellt (s. Abb. 5), einen der Hauptpfeiler der Therapie bei fest verankerten Prothesenkomponenten dar. Grundlegende mechanische Kenntnisse sind dabei ebenso wie die genaue Kenntnis der zum Einsatz kommenden Implantate unabdingbar für eine erfolgreiche Knochenheilung.

1.4 Osteosynthetische Philosophien

Grundsätzlich werden zwei osteosynthetische Prinzipien unterschieden: Das Konzept der absoluten Stabilität sowie das Konzept der relativen Stabilität⁸¹. Die grundlegende Idee der absoluten Stabilität besteht in der anatomischen Reposition der einzelnen Frakturfragmente (z. B. mit freien oder plattenabhängigen interfragmentären Zugschrauben) sowie einer komprimierenden Fixation durch eine an den Knochen angeschraubte Platte^{82,83}. Bei dieser Philosophie wird eine primäre Knochenheilung angestrebt, bei der die anatomisch reponierten Fragmente ohne sichtbare Kallusbildung ausheilen⁸⁴. Die Stabilität dieser Osteosynthesen basiert dabei auf dem – aus dem Maschinenbau stammenden – Prinzip des sogenannten „Reibschlusses“⁸⁵. Dieser ist das Resultat von Reibungskräften, welche durch den Druck beim Eindrehen der Schraube und dem konsekutiven Anpressen der Platte auf den

Knochen entstehen (s. Abb. 6) ^{85,86}. Das impliziert, dass die Stabilität des Platten-/Schraubenkonstrukts direkt von der Knochenfestigkeit, also auch von der Knochenqualität, abhängt ⁸⁵.

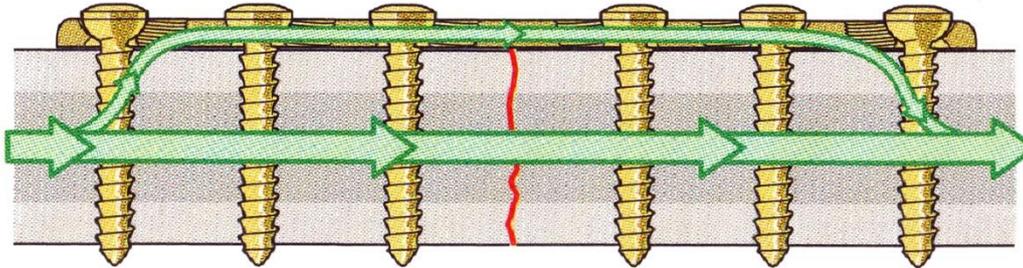


Abb. 6

Schematische Darstellung der Kraftübertragung bei konventionellen Schrauben-/Plattenosteosynthesen (modifiziert nach Wagner und Frigg ⁸⁷). Bei dieser Technik der Osteosynthese wird die Stabilität über den Reibschluss erzeugt. Die auf die Fraktur einwirkenden Kräfte werden zum Teil über das Implantat, jedoch auch direkt über die Frakturzone weitergeleitet (grüne Pfeile markieren den genauen Kraftfluss).

Gleichzeitig ist das jedoch, gerade bei komplexen Fraktursituationen, mit langstreckigen operativen Zugangswegen und einer nicht unerheblichen Schädigung der Weichteile und/oder einer Denudierung der Frakturfragmente verbunden ^{82,88}. Diese mechanisch geprägte Denkweise führte in der klinischen Anwendung zu hohen Infektionsraten sowie – bedingt durch die Zerstörung der periostalen Durchblutung – zu Problemen der Knochenheilung ^{81,89}. Die grundlegende Erkenntnis, dass die Fragment- bzw. Frakturdurchblutung essentiell für die Heilung ist, führte zu einem Umdenken weg von rein mechanischen hin zu biologischen Prioritäten ^{81-83,90-92}. Perkutane Techniken (MIPO – **m**inimal **i**nvasive **p**late **o**steosynthesis), bei welchen die Frakturzone nicht direkt adressiert wird, wurden fortan weiterentwickelt ^{81,83,90,91,93}. Hierbei wird nun nicht mehr die exakte anatomische Reposition der Fragmente gefordert, sondern der Knochen bezüglich Länge, Achse und Rotation korrekt reponiert und mit überbrückenden Plattenosteosynthesen („bridging plate“) fixiert ^{81,83}. Diese flexible Fixierung lässt interfragmentäre Bewegung zu, welche einen positiven Einfluss auf die Knochenheilung hat ⁹⁴. Dabei erfolgt die Knochenheilung bei dieser Philosophie, dem Konzept der relativen Stabilität, nicht primär, sondern sekundär über die Ausbildung einer Kallusbrücke zwischen den Fragmenten, welche im Rahmen der weiteren Heilungsphase schrittweise zu vollwertigen Knochen umgebaut wird ^{84,90,93,95}.

1.5 Winkelstabile Plattensysteme

1886 publizierte Carl Hansmann erstmals eine Schrauben-/Plattenkonfiguration, die die Idee der Winkelstabilität aufgriff⁹⁶. Ein weiterer Vorreiter dieses Prinzips, welcher die Verankerung einer Schraube in einer Platte mittels Verbindung zweier Gewinde (eines in der Schraube, das andere in der Platte) erstmals patentieren ließ, war der französische Chirurg Paul Reinhold im Jahre 1931⁸⁵. Das erste winkelstabile Implantat wurde seinerzeit für die Wirbelsäulenchirurgie entwickelt, da sich im Rahmen von ventralen Stabilisierungsoperationen gezeigt hatte, dass sich die Schrauben zum Teil unter der Last im Rahmen der postoperativen Mobilisation des Patienten aus den Platten retrograd herausdrehten^{85,97}. Um diesem Problem zu begegnen wurde ein System entwickelt, welches eine feste Verbindung der Schraube in der Platte vorsah und so die sekundäre Schraubenmigration verhinderte⁸⁵. Die erste klinische Anwendung dieses neuen Prinzips wurde 1985 durch Prof. Dr. med. Wolter beschrieben⁹⁸. Das mechanische Prinzip der winkelstabilen Systeme ist dabei grundsätzlich different zu dem der konventionellen Plattenosteosynthesen. Beim winkelstabilen Implantat wird der Kraftfluss vom Knochen über die gesamte Länge der Platte sowie der im Knochen verankerten Schrauben geleitet, was ein Anpressen des Implantates an den Knochen überflüssig macht (s. Abb. 7)^{85,90,99}. Dennoch konnte gezeigt werden, dass die Gesamtstabilität eines winkelstabilen Plattenkonstrukts sowie die Belastung, welcher die Schrauben ausgesetzt sind, unter anderem auch von der Entfernung der Platte zum Knochen abhängt (je weiter die Platte vom Knochen entfernt ist, desto geringer die Stabilität)^{85,100-102}.

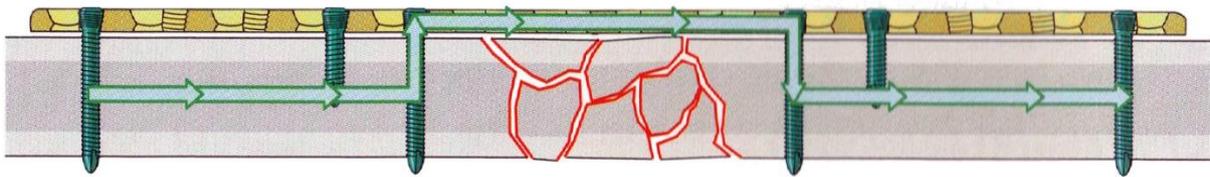


Abb. 7

Schematische Darstellung des Kraftflusses bei winkelstabilen Osteosynthesekonstrukten (modifiziert nach Wagner und Frigg⁸⁷). Im Gegensatz zu den konventionellen Plattenosteosynthesen (vgl. Abb. 6) wird der Kraftfluss hier auf die gesamte Länge der Platte sowie auf alle eingesetzten Schrauben verteilt. Jedoch werden die einwirkenden Kräfte im Bereich der nicht von Schrauben besetzten Frakturzone über das Implantat weitergeleitet, sodass diese aus dem Kraftfluss ausgenommen ist. Ein direktes Anpressen der Platte auf den Knochen ist somit überflüssig und die periostale Durchblutung kann erhalten werden.

Von der Einführung des PC-Fix (**p**oint **c**ontact **f**ixator) im Jahre 1995 bis zur Formulierung von allgemeingültigen Applikationsprinzipien von winkelstabilen Implantaten dauerte es dennoch 8 Jahre der Entwicklung und Anwendung^{83,103}. Dennoch haben diese seit ihrer Einführung eine weite Verbreitung und stetige Weiterentwicklung in der modernen Frakturversorgung erfahren¹⁰⁴. In vielen klinischen und biomechanischen Studien konnte das Prinzip der Winkelstabilität seine Vorteile und Überlegenheit gegenüber konventionellen Plattenosteosynthesen unter Beweis stellen¹⁰⁴⁻¹⁰⁸. Bei der osteosynthetischen Stabilisierung von geeigneten Frakturtypen sind diese speziellen, heute zumeist anatomisch vorgeformten, Plattensysteme unverzichtbar geworden^{70,109,110}. Da die Philosophie der winkelstabilen Implantate auf dem Konzept der relativen Stabilität beruht, werden diese Plattensysteme vorrangig als überbrückende Osteosynthesen bei komplexen Fraktursituationen und/oder schlechter Knochenqualität angewandt^{81-83,90,93,95}. Moderne Plattensysteme kombinieren jedoch beide Philosophien (absolut/relativ) und offerieren neben Zielbügelsystemen zur perkutanen Applikation die Möglichkeit, plattenabhängige Zugschrauben einzubringen und somit interfragmentäre Kompression aufzubauen (sog. „LCP“ – locking compression plate)⁸³. Sie bieten damit – abgesehen von einer optimierten Kraftübertragung – alle Optionen osteosynthetischer Techniken und wahren gleichzeitig die Prinzipien der „biologischen Osteosynthese“^{82,83}. Ein weiterer Evolutionsschritt besteht in der Einführung der winkelstabilen Polyaxialität, d. h. der Möglichkeit, eine winkelstabile Schraube in einem an die klinische Situation adaptierten Winkel in den Knochen und die Platte einzuschrauben¹¹¹. Diese bietet dem Anwender nun eine neue Form der Variabilität und Flexibilität, um eine optimierte Stabilisierung auch komplexester Frakturmuster zu erreichen. Verschiedene biomechanische Untersuchungen haben gezeigt, dass diese polyaxialen Schrauben sogar eine verbesserte Stabilität zu ihren monoaxialen Vorgängern aufweisen¹¹¹⁻¹¹³. Jedoch setzt die Anwendung winkelstabiler Implantate dezidierte Kenntnisse der Wirkungsprinzipien sowie der Knochenheilung voraus^{82,83,114,115}. Bei zu rigider Stabilisierung muss mit einer erhöhten Rate an Plattenbrüchen und atrophen Pseudarthrosen gerechnet werden wohingegen eine zu flexible Stabilisierung mit der Gefahr der Ausbildung einer hypertrophen Pseudarthrose einhergeht¹¹⁶⁻¹¹⁸.

1.6 Eigenheiten der operativen Stabilisierung periprothetischer Frakturen mittels osteosynthetischer Rekonstruktion

Im Rahmen der osteosynthetischen Stabilisierung hat sich vor allem die Verankerung von Implantaten im Bereich dieser Prothesenkomponenten als problematisch erwiesen. Prinzipiell ergeben sich in dieser anatomischen Region und den oben genannten Begebenheiten (z. B. Platzmangel durch die einliegende Prothese, ausgedünnte Kortikalis) die folgenden Optionen zur periprothetischen Implantatverankerung:

- Cerlagetechniken
- Monokortikale Schraubenverankerungen
- Spezielle Platten mit der Möglichkeit Schrauben im periimplantären Knochenareal sicher zu platzieren
- Polyaxiale Schraubenoptionen

Draht- und Kabelcerclagen wurden bereits früh in der periprothetischen Frakturversorgung eingesetzt und sind bis heute ein wichtiger Bestandteil des Implantat-Repertoires^{58,119,120}. Dennoch besteht Einigkeit darüber, dass eine alleinige Stabilisierung mittels Cerclagen oder eine alleinige Verankerung von Osteosyntheseplatten im Bereich von Prothesenkomponenten mittels Cerclagen keine suffiziente Frakturretention mit der Möglichkeit der postoperativen Mobilisierung des Patienten zu realisieren vermag¹¹⁹⁻¹²¹. Eine klinische Studie von Zenni *et al.* zeigte eindrucksvoll, dass die Fixierung einer Plattenosteosynthese mit multiplen Cerclagen im Bereich eines Hüftprothesenschaftes (sog. Ogden Konstrukt) mit einer mechanischen Komplikationsrate von bis zu 30% vergesellschaftet war¹²². Biomechanische Untersuchungen konnten belegen, dass Cerclagen in axialen Belastungstests nur 10% der Haltekraft sowie nur 76% der Ausreißkraft einer bikortikal eingebrachten Schraube aufweisen¹¹⁹. Bei der Betrachtung der Gesamtstabilität spielt dabei neben dem verwendeten Material sowie der Anzahl der Draht- oder Kabeltouren um den Knochen vor allem die Technik des Cerclage-Verschlusses eine wichtige Rolle^{121,123}. Ein weiterer, unter Experten kritisch diskutierter Aspekt ist die mögliche Einschränkung der periostalen Durchblutung als Folge der zirkumferenten Strangulation des Periostes¹²³. Im Tierexperiment konnte ein solcher Effekt jedoch nicht nachgewiesen werden¹²⁴. Trotz der genannten Nachteile sind Cerclagen als additive Maßnahme zur Reposition und Retention von periprothetischen Frakturen hilfreich

¹²⁰. Das Grundproblem bei der Schraubenfixierung von monoaxialen winkelstabilen Plattensystemen im Bereich von Prothesenkomponenten ist die durch die jeweilige Platte vorgegebene Richtung, in der die Schraube relativ zur Platte eingebracht werden muss. Dadurch kann in den meisten Fällen (außer bei exzentrischer Implantatlage) keine bikortikale Schraubenverankerung erreicht werden. Die Stabilität von monokortikalen Schrauben hängt dabei direkt von der Dicke des unter der Platte liegenden Knochenkortex ab ^{125,126}. Lenz *et al.* konnten in ihrer vergleichenden biomechanischen Untersuchung verschiedener Fixierungsoptionen zeigen, dass die monokortikale Schraubenverankerung bereits 90% der Haltekraft einer bikortikalen Schraube in axialer Belastungsrichtung aufweist ¹¹⁹. Die Ergebnisse von Berkowitz *et al.* belegen jedoch, dass die Ausreißkraft von monokortikalen Schrauben nur 68% derjenigen bikortikaler Schrauben ausmacht ¹²⁷. Auch weitere biomechanische Untersuchungen konnten die Überlegenheit der bikortikalen Schraubenverankerung bezogen auf die Halte- und Ausrisskraft bestätigen ^{128,129}. Mehrere Studien belegen, dass das Ausreißen der monokortikalen Schrauben aus dem plattennahen Kortex eine der Hauptursachen des Osteosyntheseversagens darstellt ^{71,109,130-132}. Nichtsdestotrotz haben vergleichende biomechanische Studien zeigen können, dass die monokortikale Schraubenfixierung der Cerclagefixierung (Ogden Konstrukt) signifikant überlegen ist ^{108,133,134}. Um die Stabilität gegenüber einer monokortikalen Schraubenverankerung oder einer Cerclagefixierung zu erhöhen, bedarf es daher einer suffizienten bikortikalen Schraubenverankerung ^{62,114}. Um dies zu realisieren, wurden zwei Entwicklungen vorangetrieben:

Zum einen wurde die bikortikale Schraubenplatzierung über additive Platten, welche auf dem Hauptimplantat befestigt werden (z. B. „locking attachment plate“ [LAP], Firma Synthes, Umkirch) entwickelt ^{135,136}. Lenz *et al.* konnten in einer verschiedenen Fixierungstechniken (Cerclage versus monokortikale Schrauben plus Cerclage versus bikortikale Schrauben mit LAP) untersuchenden biomechanischen Studie zeigen, dass diese „Huckepack“-Platten einen deutlichen Stabilitätszugewinn bedeuten ¹²⁹. Dumpies *et al.* publizierten 2012 ihre ersten Erfahrungen mit der locking attachment plate im klinischen Einsatz und berichteten über problemlose Implantationen, die mit guten Resultaten und ohne mechanische Komplikationen einhergingen ¹³⁵. Ferner gaben die Autoren in dieser Studie an, dass die

Applikation über einen mit Cerclagetechniken vergleichbaren operativen Zugang angewandt werden konnten¹³⁵.

Zum anderen resultierten jüngste Entwicklungen in winkelstabilen Plattensystemen, welche die Möglichkeit der polyaxialen winkelstabilen Schraubenverankerung offerieren. Dadurch können die Schrauben ohne zusätzliche Platten direkt im Hauptimplantat anguliert und gleichsam an der den Markraum blockierenden Prothesenkomponente vorbei geführt werden. Die Möglichkeit der perkutanen Applikation dieser Schrauben mit einem Minimum an Weichteilirritation ist einer der wesentlichen Vorteile dieses Prinzips. Lenz *et al.* zeigten in einer biomechanischen Untersuchung eines Plattenprototyps, dass die polyaxiale bikortikale der monokortikalen Schraubenverankerung hinsichtlich der Gesamtsteifigkeit und der Versagenslast signifikant überlegen ist¹²⁸. Die Arbeitsgruppe um Hoffmann publizierte eine biomechanische Studie, in welcher die polyaxiale bikortikale Verankerung, der monokortikalen sowie einem Cerclagekonstrukt gegenüber gestellt wurde¹³⁷. Die Autoren konnten ebenfalls zeigen, dass die bikortikale Verankerung die stabilste und widerstandsfähigste Option darstellt. Manche Autoren kritisieren jedoch die periprothetische Schraubenverankerung bei zementierten Prothesenkomponenten, da der Zementmantel durch die Schrauben beschädigt und es zu einer vorzeitigen Lockerung der Prothese kommen könnte^{108,130,133}. Eine biomechanische Studie von Kampshoff *et al.* bestätigte die Beschädigung des Zementmantels, wenn bikortikale Schrauben zur Anwendung kamen, welche mit dem vom Hersteller dafür vorgesehenen Bohrer vorgebohrt wurden¹³⁸. Die Arbeitsgruppe konnte durch Anwendung von Bohrern mit größeren Kerndurchmessern zwar das Risiko der Zementbeschädigung auf 25% senken, jedoch war damit eine mehr als 80%ige Reduktion der Stabilität vergesellschaftet^{138,139}. Allerdings besteht in diesem Punkt keine Einigkeit. So konnten Giesinger *et al.* in ihrer Studie weder eine Beschädigung des Zementmantels noch eine Lockerung der Prothesenkomponente nachweisen¹⁴⁰. Ein weiteres bisher noch nicht beleuchtetes Problem könnte der Versagensfall von polyaxialen bikortikal gebohrten Schrauben sein. Die Verankerung von Großfragmentschrauben an einem den Markraum ausfüllenden Prothesenschaft birgt die Gefahr, den Knochen in seiner Integrität zu schwächen. Obwohl, wie bisher aufgezeigt werden konnte, viele biomechanische Untersuchungen hinsichtlich der Stabilität durchgeführt wurden, stehen valide Daten zu Versagensmustern noch aus. Allerdings darf auch der Einfluss des gewählten Implantats nicht

außer Acht gelassen werden: Wähnert *et al.* zeigten in einer weiteren biomechanischen Studie, dass es zwischen verschiedenen Plattensystemen signifikante Unterschiede bezogen auf die Gesamtstabilität gibt, wobei diese nicht in der periprothetischen Verankerung, sondern im Hauptimplantat selbst zu finden waren ¹¹². Das heißt, der behandelnde Chirurg muss nicht nur dezidierte Kenntnisse der zur Verfügung stehenden technischen Möglichkeiten haben, sondern die angewandten Implantate auch hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften kennen, um ein optimales Ergebnis für den Patienten zu generieren. Klinische Studien, die die Ergebnisse des Einsatzes von polyaxialen Plattensystemen untersuchen, fehlen bisher gänzlich.

2 Wissenschaftliche Fragestellungen

Periprothetische Frakturen bedeuten für den Patienten eine der gravierendsten Komplikationen und stellen den behandelnden Chirurgen nicht selten vor eine große Herausforderung. Bei der aktuell geschätzten Bevölkerungsentwicklung ist mit einer Zunahme dieser Verletzungen zu rechnen. Die Notwendigkeit der operativen Therapie hat heute bereits einen signifikanten Einfluss auf das Gesundheitssystem¹⁴¹, welcher in seinem Umfang und seinen Folgen zukünftig noch nicht abzuschätzen ist. Die klinische sowie experimentelle traumatologische Forschung beschäftigt sich daher sowohl mit Ursachenanalysen^{4,11,16,20}, Erarbeitung von Therapiealgorithmen^{3,7,142}, Möglichkeiten zur Optimierung der operativen Stabilisierung^{62,110,137,143} sowie den klinischen Ergebnissen nach periprothetischen Frakturen^{15,18,63,64,144-146}. Das Gros der publizierten Literatur beschreibt bisher hauptsächlich die funktionellen Ergebnisse von periprothetischen Frakturen. Einflüsse auf die Lebensqualität der Patienten sowie die Zusammenhänge zwischen der klinischen Funktion und der postoperativen Lebensqualität sind dagegen unterrepräsentiert. Daher wurden in zwei klinischen Studien Daten von Patienten nach einer periprothetischen Femurfraktur bei einliegendem Hüft- bzw. Kniegelenksersatz im Zeitraum von 2005 – 2012 retrospektiv analysiert.

Mit diesen klinischen Studien sollten insbesondere folgende Fragen erörtert werden:

1. Welche Ergebnisse können nach algorithmusorientierter operativer Stabilisierung von periprothetischen Frakturen nach Hüft- bzw. Kniegelenksersatz erreicht werden?
2. Wie stellt sich die posttraumatische Lebensqualität dieser Patienten dar und inwieweit korreliert diese mit dem funktionellen Behandlungsergebnis?
3. Lassen sich prädiktive Faktoren identifizieren, die sowohl das klinisch funktionelle Ergebnis als auch die patientenspezifische Lebensqualität beeinflussen, um so eine bessere präoperative Einschätzung des zu erwartenden Ergebnisses abgeben zu können?

Die operative Therapie von periprothetischen Femurfrakturen ist komplex und obwohl dezidierte Therapiealgorithmen (s. Abb. 5) existieren, ist die Rate an mechanischen Komplikationen hoch⁶¹. Dennoch stellt die operative Therapie heute den Goldstandard dar^{3,54,55}. Um mechanische Komplikationen im Rahmen von osteosynthetischen

Frakturversorgungen zu reduzieren ergeben sich mehrere Ansatzpunkte. Dabei muss zunächst zwischen der einfachen und der mehrfragmentären Fraktursituation unterschieden werden, da sich die operativen Strategien grundsätzlich unterscheiden. Ein innovativer Ansatz zur Optimierung der plattenosteosynthetischen Rekonstruktion von mehrfragmentären Frakturen stellt dabei die Optimierung der sogenannten „working length“ (Schwingstrecke) dar ^{117,147}. Ein weiterer Ansatz der sich auf die Optimierung einfacher Frakturmuster konzentriert, könnte die Verwendung von interfragmentären Zugschrauben in einem winkelstabilen Plattenkonstrukt sein. Hierbei ist nicht die Induktion von Kallus im Rahmen der sekundären Frakturheilung das gewünschte Ziel, sondern die primäre Heilung des Knochens. Obwohl dies eine Vermischung von grundsätzlich verschiedenen Stabilisierungsphilosophien (s. Kapitel 1.4) darstellt, könnte bei geeignetem Frakturtyp die Heilung des Knochens beschleunigt werden ¹⁴⁸. Vor diesem Hintergrund wurden zwei biomechanische Untersuchungen durchgeführt. Dadurch sollten folgende Fragen beantwortet werden:

1. Welchen Einfluss haben die Schwingstrecke sowie Variationen von Schrauben innerhalb eines winkelstabilen Plattenkonstrukts auf die interfragmentäre Bewegung bei einer Trümmerfraktur des Femur?
2. Welchen Einfluss auf die Gesamtstabilität eines winkelstabilen Plattenkonstrukts hat die Nutzung einer interfragmentären Zugschraube bei einer einfachen Femurfraktur und kann damit eine ähnliche Stabilität wie im intakten Knochen erreicht werden?

Ein weiteres Problem stellt die Verankerung von Plattenosteosynthesen um ein einliegendes Implantat dar. Polyaxiale Schraubenverankerung stellt einen Lösungsansatz dar. Dadurch kann eine bikortikale Schraubenpositionierung realisiert werden. Das mechanische Verhalten dieser Option wurde erstmalig im Rahmen einer biomechanischen Studie untersucht. Dabei stellten sich zwei grundsätzliche Fragen:

1. Ist die bikortikale polyaxiale Schraubenverankerung der monokortikalen monoaxialen Schraubenverankerung im Rahmen der Stabilisierung periprothetischer Femurfrakturen überlegen?
2. Können typische Versagensmuster identifiziert werden, welche mit der bikortikalen Schraubenverankerung einhergehen?

3 Klinische Ergebnisse nach operativer Therapie von periprothetischen Frakturen

3.1 Klinisch funktionelle Ergebnisse sowie Lebensqualität von periprothetischen Femurfrakturen nach totalem Hüftgelenksersatz

Verschiedene Studien konnten bereits belegen, dass viele Patienten nach einer solchen Verletzung nicht mehr die klinische Funktion wie vor dem Trauma erreichen ^{4,15,16,61}. Ein weiterer wichtiger Aspekt im Hinblick auf das Ergebnis dieser Patienten ist die patientenspezifische postoperative Lebensqualität, die in der aktuellen Literatur nur wenig Beachtung findet. Zusammenhänge zwischen der postoperativen Funktion sowie der Lebensqualität sind bisher nicht untersucht worden ¹⁴⁹. Im Rahmen der vorliegenden Studie sollte diese Lücke geschlossen und insbesondere die Frage geklärt werden, ob es einen Zusammenhang zwischen der postoperativen Funktion und der Lebensqualität gibt. Weiterhin stellte sich die Frage, ob sich Parameter identifizieren lassen, die das funktionelle Ergebnis vorhersagen können.

In dieser retrospektiven Analyse wurden über einen Zeitraum von sieben Jahren insgesamt 118 Patienten identifiziert, welche auf dem Boden einer periprothetischen Femurfraktur nach Hüfttotalendoprothese operativ versorgt wurden. 67 Patienten (m:w 18:49) mit einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 45±24 Monaten konnten eingeschlossen werden. Die Analyse ergab bei 22 (32,8%) Patienten ein gutes bis exzellentes funktionelles Ergebnis (erhoben durch den Harris Hip Score [HHS] ¹⁵⁰ und das Bewegungsausmaß [ROM]) und bei 45 (67,2%) Patienten ein mäßiges bis schlechtes Ergebnis. Die Indices der Lebensqualität (Short-form 36 [SF-36] ¹⁵¹, Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index [WOMAC] ¹⁵²) zeigten korrespondierende Ergebnisse. Analog zu diesen eher schlechten klinischen Ergebnissen zeigen unsere Daten, dass 47,8% der Patienten postoperativ auf diverse Arten von Gehhilfen angewiesen waren und nur 28,4% ohne Gehhilfen mobil waren. Bei einer Gesamtkomplikationsrate von 25,4%, war in 9% der Fälle eine mechanische Komplikation die Ursache. Der ASA-Score (American Society of Anesthesiologists ¹⁵³), welcher bereits bei anderen Fragestellungen ein hilfreiches Instrument war ^{154,155}, zeigte auch in unserer Studie sein Potential als prädiktiver Faktor für ein schlechtes Gesamtergebnis.

Die Ergebnisse der funktionellen Erhebung dieser Studie lassen sich gut in den Kontext der aktuellen Literatur einfügen, wobei hier zum ersten Mal die postoperative Lebensqualität in Zusammenhang mit der Funktion gestellt wurde. Ferner konnten wir einen prädiktiven Faktor identifizieren, welcher dem behandelnden Chirurgen bereits präoperativ die Möglichkeit gibt dem Patienten eine Einschätzung seiner zu erwartenden Funktion und Lebensqualität zu geben.

Adequate surgical treatment of periprosthetic femoral fractures following hip arthroplasty does not correlate with functional outcome and quality of life.

Märdian S, Schaser KD, Gruner J, Scheel F, Perka C, Schwabe P.

Int Orthop. 2015 Sep;39(9):1701-8. Epub 2015 Jan 27

[Link zur Publikation](#)

3.2 Klinisch funktionelle Ergebnisse sowie Lebensqualität von periprothetischen Frakturen nach totalem Kniegelenkersatz

Der aktuellen Literatur zufolge treten periprothetische Frakturen nach totalem Kniegelenkersatz mit einer Inzidenz von 0,6% – 2,5% nach primärem Gelenkersatz und in bis zu 1,6% – 3,8% nach revisionsendoprothetischem Ersatz auf ^{156,157}. Analog zu den Daten der periprothetischen Frakturen nach Hüftgelenkersatz haben verschiedene Autoren schlechte klinische Ergebnisse und hohe Komplikationsraten publiziert ^{74,77,158}. Im Rahmen dieser Studie wurde das Ergebnis von kniegelenksnahen periprothetischen Femurfrakturen mit dem Fokus auf die patientenspezifische postoperative Lebensqualität untersucht. Ebenfalls Beachtung fand die Frage, ob auch hier prädiktive Faktoren identifiziert werden können, die das zu erwartende Ergebnis vorhersagen können.

Diese retrospektive Analyse erstreckte sich über den Zeitraum von 2005 bis 2012. Wir konnten in diesem Zeitraum insgesamt 39 Patienten identifizieren, welche auf dem Boden einer periprothetischen Fraktur nach Kniegelenkersatz operativ stabilisiert wurden. 25 (64,1%) dieser Patienten konnten wir in die Analyse einschließen. 9 (23,1%) Patienten verstarben während des Untersuchungszeitraumes, 5 (12,8%) waren unbekannt verzogen und standen daher für eine Nachuntersuchung nicht zur Verfügung. Die eingeschlossenen Patienten (m:w 5:20) hatten ein mittleres Alter von 76 ± 8 Jahren mit einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von 34 ± 19 Monaten. Unsere Analyse zeigte, dass nur 20% der Patienten nach der Fraktur ohne weitere Gehhilfen mobil waren während 80% auf eine unterstützende Gehhilfe angewiesen waren. Die erhobenen funktionellen Scores (Knee Society Score ⁸⁰, ROM) sowie Indices der Lebensqualität (SF-36 ¹⁵¹, WOMAC ¹⁵²) zeigten deutliche Einschränkungen, welche vergleichbar mit der aktuellen Literatur sind ^{156,159,160}. Wir fanden eine positive Korrelation zwischen dem funktionellen Knee Society Score und dem SF-36 Score ($r = 0,478$, $p = 0,038$), sodass hier postuliert werden kann, dass die Lebensqualität durch eine Verbesserung des funktionellen Outcomes erhöht werden kann. Im Gegensatz zur vorangegangenen Studie konnten wir hier keine signifikanten prädiktiven Faktoren identifizieren, wobei eine abschließende Beurteilung aufgrund der relativ kleinen Patientenkohorte nicht möglich war.

Quality of Life and Functional Outcome of Periprosthetic Fractures around the Knee Following Knee Arthroplasty.

Märdian S, Schaser KD, Scheel F, Gruner J, Schwabe P.

Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 2015;82(2): 113-118

[Link zur Publikation](#)

4 Konzepte zur Therapieoptimierung von periprothetischen Femurfrakturen

4.1 Die Schwingstrecke von winkelstabilen Plattenosteosynthesen am Femur bestimmt den Grad der interfragmentären Bewegung unter physiologischen Belastungen

Die Philosophie der „biologischen Osteosynthese“ mit minimalinvasiv perkutan eingebrachten Implantaten revolutionierte die moderne Frakturversorgung^{90,93,161}. Gerade bei mehrfragmentären Situationen ist im Rahmen dieser Philosophie eine exakte anatomische Reposition nicht das Ziel, sondern es wird eine Überbrückung der Fragmente mit einem winkelstabilen Implantat unter Rekonstruktion der Länge, Achse und Rotation angestrebt^{93,114}. Die Flexibilität des Plattenkonstrukts kann dabei in der Art durch den operierenden Chirurgen beeinflusst werden, dass er dessen Schwingstrecke (Strecke zwischen den fraktur-nahen Schrauben proximal und distal der Fraktur) festlegt^{100,117,147}. Daraus ergibt sich die Frage, wieviel Flexibilität, d. h. wieviel Bewegung im Frakturspalt notwendig ist, um eine optimale Frakturheilung zu induzieren. In der aktuellen Literatur wurden bereits Bereiche (in Millimeter) definiert in welchen sich die interfragmentäre Bewegung abspielen sollte^{162,163}. Diese basieren jedoch entweder auf Tierversuchen oder sind nicht am Femur untersucht, womit sie nur bedingt auf den humanen Knochen oder das Femur übertragbar sind⁹⁴.

Im Rahmen einer *Finite Elemente* Analyse haben wir diese Frage aufgegriffen und verschiedene, klinisch relevante Schraubenkonfigurationen in einem winkelstabilen Plattenkonstrukt an einem CT (Computertomographie) basierten Modell des distalen Femurs untersucht. Als Novum wurden in diesem Rechenmodell erstmals physiologische Belastungen auf den Knochen appliziert, um die Bewegungen im Frakturspalt möglichst realitätsnah untersuchen zu können. Abgesehen von den axialen Bewegungen wurden darüber hinaus auch die resultierenden Scherbewegungen evaluiert, da bereits andere Autoren auf den Einfluss dieser Bewegungsrichtung kritisch aufmerksam gemacht haben¹⁶⁴. Unsere Analyse zeigte dabei eindeutig, dass die Schwingstrecke der Platte der Hauptfaktor für das Ausmaß der interfragmentären Bewegung ist und dass Variationen der übrigen Schrauben von untergeordneter Bedeutung sind. Des Weiteren konnten wir zeigen, dass bei moderatem Anstieg der axialen Flexibilität die Torsionssteifigkeit mit steigender Schwingstrecke deutlich

reduziert wird. Diese überproportionale Reduktion der torsionalen Steifigkeit mit steigender Schwingstrecke kann in einen Bereich münden, der zu einer ungenügenden Gesamtsteifigkeit führt, um überhaupt eine suffiziente Frakturheilung zu ermöglichen. Unseren Ergebnissen nach führt eine Schwingstrecke von 42 – 62 mm zu einer axialen interfragmentären Bewegung, welche innerhalb publizierter Referenzbereiche liegt ^{162,163}.

Während bisher die Festlegung der Schwingstrecke einzig auf der Erfahrung des Chirurgen beruhte, können wir nun den Bereich einer optimalen Schwingstrecke eingrenzen. Weiterhin konnten wir zeigen, dass die übrigen Schraubenpositionen im Plattenkonstrukt von untergeordneter Bedeutung für die interfragmentäre Bewegung im Frakturspalt sind.

Working length of locking plates determines interfragmentary movement in distal femur fractures under physiological loading.

Märdian S, Schaser KD, Duda GN, Heyland M.

Clin Biomech (Bristol, Avon). 2015 May;30(4): 391-6. Epub 2015 Feb 14

[Link zur Publikation](#)

4.2 Eine interfragmentäre Zugschraubenosteosynthese erhöht signifikant die Stabilität in einem winkelstabilen Plattenkonstrukt des distalen Femurs

Wie bereits erwähnt basiert die Philosophie der relativen Stabilität auf der Wiederherstellung der Länge, Achse und Rotation und nicht auf der anatomischen Frakturposition¹¹⁴. Im Rahmen der operativen Stabilisierung von mehrfragmentären Frakturen ist diese Anwendungsform unter den Experten und Autoren unbestritten^{93,114,165-167}. Bei einfachen Frakturmustern ergibt sich jedoch eine andere Situation. Hier kann auch unter dem Gesichtspunkt der Durchführung einer „biologischen Osteosynthese“ mitunter eine anatomische Reposition mit geschlossenen bzw. perkutanen Techniken realisiert werden. Daher verwundert es nicht, dass im klinischen Alltag die Philosophien der absoluten und relativen Stabilität immer wieder vermischt werden^{148,165}. Experimentelle Studien, die den Einfluss von interfragmentären Zugschrauben auf die Stabilität eines winkelstabilen Plattenkonstrukts am distalen Femur untersuchen, fehlen bisher gänzlich. Ziel dieser Arbeit war es daher, den Einfluss einer interfragmentären Zugschraube auf die Stabilität eines winkelstabilen Plattenkonstrukts am distalen Femur zu klären und insbesondere die Frage zu beleuchten, inwieweit durch eine zusätzliche Kompression die Stabilität der rekonstruierten Fraktur an diejenige des intakten Knochens heranreicht.

Hierzu führten wir eine biomechanische Analyse am humanen Kadaverknochen durch. Getestet wurden zwei verschieden lange Schwingstrecken des winkelstabilen Konstruktes, welche entweder mit oder ohne eine zusätzliche interfragmentäre Zugschraube versehen wurde. Um die zweite Frage dieser Studie zu bearbeiten, wurde zusätzlich die Steifigkeit des intakten Knochens untersucht und mit derjenigen der Frakturmodelle verglichen. Wir führten Belastungstests mit axialer sowie torsionaler Krafteinwirkung durch. Unsere Analyse zeigte, dass eine interfragmentäre Zugschraube die Steifigkeit des Konstruktes vor allem bei höheren Belastungen signifikant für beide Belastungsrichtungen erhöht. Die Ergebnisse belegen, dass insbesondere die Torsionssteifigkeit gegenüber dem reinen Brückenplattenkonstrukt deutlich verbessert wird. Weiterhin konnten wir zwei Schrauben-/Plattenkonfigurationen identifizieren, welche nahezu an die Steifigkeit des intakten Knochens heranreichen.

Während heutzutage die reine winkelstabile Überbrückung auch einfacher Frakturen die gängige Philosophie darstellt, zeigen die Ergebnisse unserer Untersuchung, dass unter der Voraussetzung einer geschlossen oder perkutan herbeigeführten anatomischen Reposition, die zusätzliche Applikation einer ebenfalls perkutan applizierten interfragmentären Zugschraube die Gesamtstabilität des Konstruktes signifikant erhöht. Weiterführende klinische Untersuchungen sind jedoch notwendig, um diesen neuen Aspekt auf seinen Einfluss hinsichtlich der Knochenheilung *in vivo* zu evaluieren.

Interfragmentary lag screw fixation in locking plate constructs increases stiffness in simple fracture patterns.

Märdian S, Schmölz W, Schaser KD, Duda GN, Heyland M.

Clin Biomech (Bristol, Avon). 2015 Oct;30(8):814-9. Epub Jun 12

[Link zur Publikation](#)

4.3 Die bikortikale Schraubenverankerung ist biomechanisch überlegen, führt jedoch zu verheerenden Versagensmustern

Ein weiteres klinisches Problem der osteosynthetischen Rekonstruktion periprothetischer Femurfrakturen stellt die Implantatverankerung im Bereich von einliegenden Prothesenkomponenten (z. B. Hüftprothesenschaft) dar. Um dieses Problem anzugehen, wurden bisher verschiedene Techniken entwickelt und beinhaltet neben klassischen Cerclagetechniken, die monokortikale Schraubenverankerung (bis zur Prothesenkomponente) und zusätzliche „Huckepack“ Platten (z. B. LAP der Firma Synthes, Umkirch, Deutschland) ^{57,121,129,168}. In der aktuellen Literatur finden sich hierzu mehrere vergleichende Untersuchungen, welche die verschiedenen Verankerungsoptionen auf ihre Stabilität hin testen ^{119,121,123,128,129,168}. Einigkeit besteht darin, dass eine reine Cerclagefixierung unzureichend ist ¹⁶⁸. Eine neue Möglichkeit der Verankerung bieten moderne polyaxiale Plattensysteme, die nun erstmals eine bikortikale Schraubenverankerung an der Prothesenkomponente vorbei durch Angulation der Schraube in der Platte offerieren ¹²⁸. Bisher konnte gezeigt werden, dass die bikortikale der monokortikalen Schraubenverankerung überlegen ist. Einschränkend muss erwähnt werden, dass diese biomechanischen Untersuchungen zumeist an vereinfachten oder idealisierten Modellen erfolgten oder verschiedene Plattensysteme verglichen wurden ^{62,112,119,137}. Unklar bleibt jedoch, welche Folgen eine bikortikale Schraubenverankerung im Falle eines Osteosyntheseversagens hat.

Daher führten wir eine biomechanische Untersuchung am synthetischen Knochenmodell durch, in welcher wir monoaxial monokortikal verankerte winkelstabile Plattenosteosynthesen den polyaxial bikortikal fixierten Plattenosteosynthesen gegenüberstellten. Neben der Frage des Stabilitätsvergleichs, lag der Fokus speziell auf dem Versagensmodus der Plattenkonstrukte. Die Ergebnisse unserer Untersuchung zeigten klar, dass die monokortikale Schraubenverankerung der bikortikalen unterlegen war – die monokortikale Schraubenverankerung zeigte in dieser Studie eine Reduktion der Gesamtstabilität um 36%. Entsprechend geringer war die Anzahl der Belastungszyklen bis zum Versagen in der monokortikalen Gruppe (-41% gegenüber bikortikaler Verankerung). Bezüglich der Versagensmuster konnten wir in beiden Gruppen ein jeweils einheitliches Versagensmuster zeigen. Während die monokortikalen Schrauben aus dem Knochen

ausrissen (ohne weiteren Schaden am Knochen anzurichten), wies die Gruppe der bikortikalen Schrauben zusätzlich einen ausgedehnten Schaden am Knochen im Versagensfall auf. Alle Proben der bikortikal stabilisierten Femora endeten in einem komplexen Frakturmuster, was im realen Fall eine äußerst schwierige, wenn nicht sogar osteosynthetisch unlösbare Situation bedeuten würde ¹⁶⁹. Ursächlich hierfür könnte eine Schwächung des Knochens durch den notwendigen Schraubenkanal selbst sein. Vor allem im Rahmen von zementfreien Hüftgelenksprothesen könnte der Durchmesser von zusätzlichen, an der Prothese vorbei gebohrten, Großfragmentschrauben zu einer derartigen Ausdünnung der Knochenkortikalis führen, dass im Falle des Versagens diese komplexen Frakturmuster resultieren ¹⁶⁹.

Bicortical screw fixation provides superior biomechanical stability but devastating failure modes in periprosthetic femur fracture care using locking plates.

Gwinner C, Märdian S, Dröge T, Schulze M, Raschke MJ, Stange R.

Int Orthop. 2015 Sep;39(9):1749-55. Epub 2015 May 7

[Link zur Publikation](#)

5 Diskussion

Die aktuelle Literatur, welche sich mit der operativen Therapie von periprothetischen Femurfrakturen auseinandersetzt, zeichnet ein einheitlich schlechtes Bild mit zum Teil verheerenden Ergebnissen. Aufgrund dieser Tatsache bemühen sich viele Arbeitsgruppen um die Optimierung der rekonstruktiven Optionen, die Neuentwicklung von Implantaten sowie die Aufarbeitung von klinischen Ergebnissen, um die Versorgungsqualität dieser komplexen Verletzungen zu verbessern. Hierzu lassen sich grundsätzlich mehrere Ansätze finden. Ziel dieser Arbeit war es, zum einen die klinischen Ergebnisse im Hinblick auf die bestehenden Therapiealgorithmen hin zu untersuchen und zum anderen innovative mechanische Ansätze zu erarbeiten, um die Qualität der osteosynthetischen Rekonstruktion vor allem in Bezug auf die mechanobiologischen Eigenschaften von winkelstabilen Plattenosteosynthesen zu verbessern. Es ist das Bestreben, durch nachhaltige Verbesserungen der osteosynthetischen Rekonstruktionsoptionen Optionen zu bieten, um langfristig die Rate an komplikationsbehafteten Verläufen dauerhaft zu senken und gleichzeitig die postoperative Lebensqualität der betroffenen Patienten deutlich zu verbessern.

5.1 Klinische Ergebnisse

Betrachtet man die Fülle an Studien, welche zum Thema periprothetische Frakturen publiziert wurden, so wird deutlich, dass die bisherigen Behandlungsergebnisse trotz etablierter Therapiealgorithmen nicht zufriedenstellend sind^{4,61,65-69,74,76-78,146,149,156,170,171}. Dabei zeigen sich vor allem hohe Komplikationsraten sowie deutliche Einschränkungen der Prothesenfunktion sowie der Mobilität der Patienten^{4,49,61}. Dies spiegelt sich in unseren Kollektiven unter anderem in der Analyse der verwendeten Gehhilfen wider. Nur 28,4% der Patienten nach hüftgelenksnaher sowie 20% der Patienten nach kniegelenksnaher periprothetische Fraktur waren in der Lage, sich ohne weitere Gehhilfen zu mobilisieren^{149,172}. Sowohl Zuurmond *et al.* als auch Moreta *et al.* berichten über ähnlich schlechte Ergebnisse in ihren aktuellen Arbeiten^{4,61}. Obwohl diese die verwendeten Gehhilfen ihrer Patienten weniger detailliert dargestellt haben, kommen beide zu dem Ergebnis, dass gerade die Hälfte der Patienten den Grad an Mobilität wiedererlangte den sie vor der Verletzung besaßen. Die Betrachtung der aufgetretenen Komplikationen zeigte ebenso ein mit der gängigen Literatur

vergleichbares Bild: Die postoperative Infektion (13,4% nach hüftgelenksnaher und 4% nach kniegelenksnaher Fraktur) sowie mechanische Komplikationen (9% nach hüftgelenksnaher und 4% nach kniegelenksnaher Fraktur) waren die führenden Komplikationen in beiden durchgeführten klinischen Studien ^{149,172}. Diese doch recht hohe und damit klinisch äußerst relevante Komplikationsrate wurde in anderen Studien mit vergleichbaren Patientenkollektiven ebenfalls beobachtet ^{4,49,60,61,67,173}. Beispielsweise publizierten Zuurmond *et al.* Daten von 71 periprothetischen Femurfrakturen und fanden, bei einer Gesamtkomplikationsrate von 32%, in 8,5% postoperative Infektionen sowie in 14% mechanische Komplikationen ⁶¹. Eine weitere Studie, welche ein dem unseren Kollektiven ähnliches Patientenprofil aufwies, dokumentierte 13% mechanische Komplikationen bei einer Infektionsrate von 15% ⁴⁹. Die bisher größte nachuntersuchte Patientenkohorte stammt von der Arbeitsgruppe um Lindahl ⁶⁰. Diese 2006 publizierte Arbeit subsummiert die Daten von insgesamt 1.049 periprothetischen Frakturen und bestätigt die genannten Komplikationen. Neben diesen direkt vergleichbaren Daten, stellt die Heterogenität der eingesetzten Scores zur Bestimmung des funktionellen Outcomes insofern ein Problem dar, als dass die Interpretation bzw. die Schlussfolgerungen, nicht als allgemeingültig angesehen werden dürfen. Dennoch sind sich die Autoren einig, dass periprothetische Frakturen eine deutliche Einbuße der Gelenkfunktion nach sich ziehen ^{4,49,61,146}. Die Ergebnisse unserer Studien zeigten deutliche Einschränkungen der betroffenen Extremität in Bezug auf die erhobenen Funktionsscores (HHS, WOMAC sowie Subskalen des SF-36) was sich, unter den genannten Einschränkungen, auf dem Niveau anderer publizierter Ergebnisse befindet ^{4,18,60,61}. Die Verschlechterung des funktionellen Ausmaßes wird umso deutlicher, wenn man die Ergebnisse der beiden Studien mit Daten aus einem altersnormierten Pool der deutschen Normalbevölkerung vergleicht ¹⁷⁴. Es wird sichtbar, dass vor allem die Subskalen der physischen Beurteilung (PF – „physical function“ und GH – „general health“) des erhobenen SF-36 deutlich unter dem publizierten Durchschnitt liegen. Erstaunlicherweise erwies sich das funktionelle Ergebnis bei beiden untersuchten Entitäten (kniegelenks- als auch hüftgelenksnah) als unabhängig von der Art der durchgeführten chirurgischen Therapie oder der Frakturklassifikation, wie es auch andere Autoren bereits berichteten ^{61,149,159,172,175}. Dies wirft grundsätzlich die Frage auf, ob eine nach den bestehenden Algorithmen ausgerichtete Therapie zu einem optimalen Ergebnis führt, oder ob diese in ihrer jetzigen Form erweitert

beziehungsweise adaptiert werden müssen. Einer der wesentlichen Aspekte, der hier zum Tragen kommt, ist die korrekte Frakturklassifikation. Vor allem eine falsche Einschätzung des Prothesenzustandes (locker versus fest) in der Unterscheidung von Typ B1 und Typ B2 Frakturen (UCS nach Duncan und Haddad ^{32,33}) wird von einigen Autoren als Ursache für postoperative mechanische Komplikationen gesehen ^{3,67,176}. Zuurmond *et al.* schlussfolgerten, dass eine Verbesserung der klinischen Ergebnisse nur dann möglich sei, wenn neben der Frakturklassifikation auch patientenbasierte Faktoren sowie klinische Scores einbezogen werden, um die derzeitigen Therapiealgorithmen zu adaptieren ⁶¹. Durch die Nachuntersuchung der periprothetischen Frakturen nach Hüfttotalendoprothese konnten wir nun erstmals einen solchen patientenspezifischen Faktor identifizieren. Hier zeigte sich der ASA-Score als ein signifikanter Prädiktor für ein schlechtes Outcome ¹⁴⁹. Dieser Score, welcher in seiner ursprünglichen Form zur Einschätzung des perioperativen Anästhesierisikos dient und eine Graduierung der Patienten anhand bestehender Grunderkrankungen erlaubt ¹⁵³, wird heute bei jedem Patienten standardisiert perioperativ bestimmt. Im Rahmen verschiedener anderer Fragestellungen konnte er bereits als valider Prädiktor für das patientenspezifische Ergebnis identifiziert werden ^{20,177-179} und könnte somit eine neue Variable in einem adaptierten Therapiealgorithmus darstellen. Um einen solchen zu erarbeiten müssen jedoch weitere Untersuchungen mit größeren Kollektiven durchgeführt werden, welche die Ergebnisse aus unseren Untersuchungen bestätigen. Außerdem müssen die genauen Einflüsse der Vorerkrankungen untersucht werden, welche durch den ASA-Score subsummiert werden. Die Daten der kniegelenksnahen Nachuntersuchung zeigte keine derartige Korrelation, wobei dies unter Vorbehalt gesehen werden muss, da die Kohorte sehr klein war (n = 25). Bedingt durch die wesentlich niedrigere Inzidenz kniegelenksnaher periprothetischer Frakturen im Vergleich zu den hüftgelenksnahen finden sich auch in der gängigen Literatur keine Großserien dieser Entität. Dieser Umstand unterstreicht die Notwendigkeit der Einführung zentraler Register in Deutschland, um zukünftig eine bessere Datengrundlage zur wissenschaftlichen Evaluation periprothetischer Frakturen herbei zu führen. Ferner werfen die Ergebnisse unserer Untersuchungen die Frage auf, ob vorbestehende chronische (Vor-)Erkrankungen (die in die Graduierung der Patienten durch den ASA-Score einfließen) das postoperative Ergebnis dieser Patientengruppe maßgeblich beeinflussen. Für hüftgelenksnahe Frakturen konnte bereits gezeigt werden, dass vor allem

kardiovaskuläre Erkrankungen entscheidend für die Mortalität der Patienten sind, wobei diese sogar ein höheres Gewicht als die Verletzung an sich zu haben scheinen¹⁸⁰. Es kann davon ausgegangen werden, dass Grunderkrankungen eine nicht zu unterschätzende Einflussgröße – gerade beim Auftreten von perioperativen Komplikationen sowie beim postoperativen Rehabilitationspotential – darstellen. Dennoch können hier, aufgrund der fehlenden Datenlage zu dieser Fragestellung, keine pauschalen Schlussfolgerungen getroffen werden. Dazu wären detaillierte Analysen an großen Patientenkollektiven notwendig, um gegebenenfalls konkrete Nebendiagnosen als Einflussgrößen zu identifizieren. Allerdings konnte bereits nachgewiesen werden, dass Nebenerkrankungen, welche in Form des ASA-Score sowie des Deyo-Charlson comorbidity score (CCI)^{181,182} graduiert wurden, einen signifikanten Zusammenhang mit dem individuellen Risiko eine periprothetische Fraktur zu erleiden, aufweisen²⁰. Nach bisheriger Datenlage erhöht ein CCI- oder ASA-Score von > 2 signifikant das Frakturrisiko für den einzelnen Patienten²⁰. Ein weiterer wesentlicher, jedoch bisher nicht ausreichend untersuchter Aspekt ist die posttraumatische patientenspezifische Lebensqualität. Schlussendlich ist, neben einem komplikationsfreien Heilungsverlauf mit gutem funktionellem Ergebnis, eine hohe Patientenzufriedenheit eines der wichtigsten Therapieziele. Daher stand dieser Aspekt, neben der Aufarbeitung der funktionellen Ergebnisse, im Fokus unserer Analysen. Die Daten belegen, dass die patientenspezifische Lebensqualität durch eine periprothetische Fraktur deutlich reduziert ist. Aus dem direkten Vergleich mit aktuellen Daten aus der Primärendoprothetik ergibt sich eine Verschlechterung der erreichten SF-36-Scores um 40% nach Hüftgelenksnahen sowie sogar um 47% nach Kniegelenksnahen Frakturen¹⁸³. Dennoch bewegen sich die erhobenen Lebensqualitätsindices auf einem Level, welcher zwischen denjenigen Werten liegt, die Patienten vor beziehungsweise nach einem endoprothetischen Gelenkersatz erreichen¹⁸⁴. Dies scheint auch für postoperative Ergebnisse nach Prothesenwechseloperationen auf dem Boden von aseptischen Lockerungen der Fall zu sein, da im Literaturvergleich auffällt, dass sich die Ergebnisse der Evaluation hinsichtlich der Lebensqualität zumindest bei den periprothetischen Frakturen nach Hüfttotalendoprothese nahezu auf gleichem Niveau befinden^{149,185}. Es bleibt die Frage, inwieweit aus den gewonnenen Daten Ansätze erarbeitet werden können, um das postoperative funktionelle Ergebnis sowie die postoperative Lebensqualität zu verbessern. Die Analyse unserer Daten ergab erstmals, dass das funktionelle

Outcome maßgeblich die patientenspezifische postoperative Lebensqualität nach operativer Therapie von periprothetischen Femurfrakturen beeinflusst ^{149,172}. Dies zeigte sich in einer signifikanten Korrelation der Parameter der Funktion (HHS, ROM) sowie den Lebensqualitätsindices (SF-36, WOMAC) der periprothetischen Frakturen nach Hüfttotalendoprothese ¹⁴⁹. Das gleiche Bild zeichnet sich bei den Frakturen nach Knieendoprothese ab, bei welchen der Knee Society Score signifikant mit den Werten des SF-36 korrelierte ¹⁷². Weiterhin zeigten unsere Arbeiten, dass ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Bewegungsausmaß (ROM) und den erhobenen klinischen Scores (HHS, KSS) besteht. Damit wird einerseits klar, dass das grundlegende Therapieziel ein gutes funktionelles Ergebnis zu erreichen, weiterhin die oberste Prämisse jeglicher therapeutischer Intervention darstellt. Andererseits zeigen diese Daten Anhaltspunkte auf, an welchen zukünftig angesetzt werden kann, um die Ergebnisse nach derartigen Verletzungen zu verbessern. Durch die Kenntnis der oben genannten Korrelationen, stellt die frühzeitige und aggressive funktionelle Nachbehandlung dieser Patientengruppe eine adäquate Taktik dar, um das Bewegungsausmaß und somit die Funktionsscores zu verbessern ¹⁷². Dies sollte konsekutiv zu einer Verbesserung der patientenspezifischen Lebensqualität führen. Durch Untersuchungen nach endoprothetischen Eingriffen (primäre Hüft- sowie Knieendoprothesen) konnte ein positiver Effekt von intensiven Rehabilitationsmaßnahmen sowohl im ambulanten als auch im stationären Bereich belegt werden ^{186,187}. Paunescu *et al.* konnten weiterhin zeigen, dass auch ältere Patienten (> 75 Jahren) ein gleichwertiges Rehabilitationspotential wie die jüngeren Patientengruppen haben ¹⁸⁸. Zwar belegten deren Daten, dass die älteste Patientengruppe in der initialen Rehabilitationsphase deutlich schlechter abschnitt, jedoch nivellierte sich dieser Effekt im weiteren zeitlichen Verlauf. Die Autoren schlussfolgerten daraus, dass die anfängliche Rehabilitationsphase des älteren Patienten zwar deutlich schwieriger ist als beim Jüngeren, jedoch erreichen diese durch eine solche Maßnahme am Ende ähnlich gute Ergebnisse der Funktion und der Lebensqualität. Obwohl diese Erkenntnisse nicht ohne weiteres auf periprothetische Frakturen übertragbar sind, zeigt die klinische Erfahrung, dass die frühzeitige Mobilisation der Patienten zum einen essentiell zur Prophylaxe vor bestimmten Komplikationen (z. B. Thrombose, Lungenembolie) und zum anderen von äußerster Wichtigkeit ist, um ein Funktionsdefizit zu vermeiden. Für Patienten, welche im Rahmen einer proximalen Femurfraktur operativ therapiert wurden, konnte dieser positive Effekt bereits

nachgewiesen werden. Dies bestätigt das Kredo der frühzeitigen operativen Versorgung mit dem Ziel eine belastungsstabile Situation herzustellen, um die Patienten einer möglichst frühen postoperativen Rehabilitation zuführen zu können ^{189,190}. Die Ergebnisse der hier durchgeführten klinischen Studien legen, auch im Gesamtkontext der vorliegenden Literatur, nahe, dass ein weiterer wesentlicher Aspekt, welcher zur Verbesserung der Behandlungsergebnisse von periprothetischen Femurfrakturen führen kann, die Reduktion mechanischer Komplikationen ist. Diese führen in der Regel zur Notwendigkeit weiterer operativer Eingriffe. Zusammenfassend stellt dies im Hinblick auf die Tatsache, dass das betrachtete Patientengut aufgrund der Altersstruktur nicht oder nur schlecht in der Lage ist eine Ent- bzw. Teilbelastung der betroffenen Extremität einzuhalten ⁶⁵, besondere Anforderungen an die mechanische Belastbarkeit der Osteosynthese. Diese sollte, wann immer möglich nicht nur übungs- sondern belastungsstabil sein um die funktionelle Nachbehandlung dieser besonderen Patientengruppe zu gewährleisten ^{3,168}.

Aus diesen Erkenntnissen wird klar, dass die belastungsstabile Osteosynthese die Voraussetzung für die geforderte Reduktion der mechanischen Komplikationen sowie der frühfunktionellen Behandlung darstellt.

5.2 Optimierung der osteosynthetischen Rekonstruktionsoptionen

Die oben genannten Anforderungen an ein osteosynthetisches Konstrukt, welches zur Stabilisierung von periprothetischen Frakturen eingesetzt wird, sind hoch und stellen den behandelnden Chirurgen vor eine große Herausforderung. Trotz modernster Technologien konnte die Rate an mechanischen Komplikationen bisher nur geringfügig gesenkt werden ^{4,49,61,67,71,88,92,109,132,191,192}. Und obwohl sich aktuell eine Vielzahl von Arbeitsgruppen mit diesem Thema beschäftigt und durch klinische und experimentelle Untersuchungen zur Optimierung der osteosynthetischen Rekonstruktion von periprothetischen Frakturen versucht die Versorgungsqualität dieser komplexen Verletzung zu verbessern konnte bisher kein herausragendes System entwickelt werden, welches die genannten Probleme löst ^{63,64,109,110,112,143,168,193,194}. Strategien für eine Optimierung der periprothetischen Frakturversorgung beinhalten innovative technische Lösungen für die Implantatverankerung im Bereich der Prothesenkomponenten auf der einen sowie ein besseres Verständnis der

durch die Osteosynthese geschaffenen mechanobiologischen Umgebung auf der anderen Seite.

Cerclagetechniken sind, trotz der niedrigen Stabilität die sie bieten, als zusätzliche Option in der modernen periprothetischen Frakturversorgung fest etabliert. Zusätzlichen Platten (z. B. LAP der Firma Synthes), welche auf das Hauptimplantat aufgeschraubt werden, bieten eine gute biomechanische Stabilität sowie die Möglichkeit der bikortikalen Verankerung^{112,129,135,136}. Dumpies *et al.* postulierten sogar, dass diese Zusatzplatten über einen vergleichbar großen Weichteilzugang zu realisieren sind als Cerclagetechniken¹³⁵. Dies steht im Kontrast zu unseren klinischen Erfahrungen, bei der die Implantation einer LAP ein wesentlich größeres Weichteilfenster im Vergleich zu Cerclagen benötigt, welche durch moderne, teilbare Instrumente perkutan appliziert werden können. Mit der technischen Innovation der polyaxialen winkelstabilen Schraubenverankerung ist es nun möglich die Verankerung der Platte im Bereich der Prothesenkomponente ebenfalls perkutan zu realisieren und damit das durch den Eingriff resultierende Weichteiltrauma auf ein Minimum zu reduzieren. Erste biomechanische Vergleichsstudien belegen eine ebenbürtige, wenn nicht höhere Stabilität im Vergleich zu den im klinischen Alltag etablierten Techniken^{112,119,128,129}. Aktuelle klinische Studien beschreiben außerdem vielversprechende Ergebnisse dieser Technik: So publizierten Erhardt *et al.* Daten von 24 Patienten, die aufgrund einer periprothetischen Fraktur osteosynthetisch stabilisiert wurden¹⁹⁵. In deren Kollektiv wurden 12 Patienten aufgrund einer periprothetischen Femurfraktur nach Hüftgelenkersatz mit einer polyaxialen bikortikalen Schraubenverankerung im Bereich des Prothesenschaftes osteosynthetisch rekonstruiert. Es zeigten sich keine Versager der proximalen Verankerung, jedoch ein Fall eines Ermüdungsbruches einer Platte bei ausbleibender Frakturheilung. Die Arbeitsgruppe um Ruchholtz stellte 2013 Daten von 41 Patienten vor, bei denen ebenfalls die polyaxiale bikortikale Schraubenverankerung zur Anwendung kam. Aus diesem Kollektiv kam es ebenso bei keinem Patienten zu einem Plattenversagen im Bereich der periprothetischen Verankerung¹⁷⁰. Einschränkend muss jedoch erwähnt werden, dass in dieser Arbeit nur ein Teil der Patienten eine kritische Verankerung um einen Prothesenschaft aufwies und das übrige Kollektiv entweder einen Oberflächenersatz des Kniegelenkes erhielt oder Träger eines intramedullären Marknagels war. In diesen Fällen ist eine peri-implantäre

Schraubenverankerung aufgrund der wesentlich kleineren intramedullären Implantatdimensionen deutlich vereinfacht und das Risiko einer iatrogenen Schwächung des Knochens geringer. Eine wesentliche Schwäche dieser Technik stellt die Dimension der im Markraum befindlichen Prothesenkomponente dar. Einerseits kann ein großvolumiges Prothesenimplantat das benötigte Ausmaß der Schraubenangulation übersteigen¹²⁸. Andererseits besteht das Risiko, den ummantelnden Knochen durch einen zusätzlichen Schraubenkanal derart zu schwächen, dass gegebenenfalls eine Sollbruchstelle entsteht. Vor diesem Hintergrund führten wir unsere biomechanische Untersuchung durch. In Übereinstimmung mit anderen Autoren zeigten die Ergebnisse unserer Studie, dass die bikortikale Schraubenverankerung im Vergleich zur monokortikalen die stabilere Variante bezogen auf die mittlere Versagenslast ($2350 \text{ N} \pm 212 \text{ N}$ versus $1510 \text{ N} \pm 284 \text{ N}$, $p < 0,001$) sowie die Anzahl der Zyklen bis zum Versagen (6803 ± 760 versus 4041 ± 923 , $p < 0,001$) ist¹⁶⁹. Zudem konnten wir erstmals dokumentieren, dass die polyaxiale bikortikale Schraubenverankerung des untersuchten Plattensystems reproduzierbar den gleichen Versagensmodus zeigte. Alle getesteten Knochen der bikortikalen Gruppe mündeten, im Gegensatz zur monokortikalen Gruppe, in einer komplexen Fraktursituation. Dies steht zwar im Gegensatz zu den Ergebnissen von Lenz *et al.*, wobei diese Arbeitsgruppe kleinere Schraubendimension (3,5 mm) verwendete¹²⁸. Interessanterweise demonstrierten Lenz *et al.* in einer weiteren biomechanischen Untersuchung, in welcher die LAP mit bikortikaler Schraubenverankerung gegen eine Kombination aus monokortikaler sowie Cerclagefixierung untersucht wurde, ähnliche Versagemuster¹³⁶. In der LAP Gruppe konnten die Autoren komplexe Frakturmuster um die bikortikalen Schrauben herum nachweisen (trotz Verankerung mit winkelstabilen Kleinfragmentschrauben), wohingegen das Versagemuster des Kombinationskonstrukts, ähnlich wie in unserer Untersuchung, hauptsächlich im Ausreißen der monokortikalen Schrauben bestand. Zusammenfassend legen die Ergebnisse folgende Interpretationen nahe: Die bikortikale Schraubenverankerung kann zu einer Schwächung des die Prothese umgebenden Knochens führen. Im Falle eines Versagens kann das zu einem derart komplexen Frakturmuster führen, dass eine erneute osteosynthetische Rekonstruktion erschwert oder gar unmöglich ist¹⁶⁹. Belege, dass dies in der klinischen Anwendung ein relevantes Problem darstellt, fehlen bisher. Jedoch liegen zum jetzigen Zeitpunkt keine Studien mit größeren Patientenkollektiven und ausreichend langen

Untersuchungszeiträumen vor, bei welchen diese Art der osteosynthetischen Stabilisierung zur Anwendung kam. Daher überwiegen bisher die besseren biomechanischen Eigenschaften sowie die Vorteile der minimalinvasiven Applikationsform. Dennoch sollte bei der Anwendung dieser Verankerungstechnik präoperativ die Durchführung einer Schichtbildgebung (Computertomographie) in Erwägung gezogen werden, um sicher zu stellen, dass um die in situ befindliche Prothese herum ein ausreichender Schraubenkanal (im Hinblick auf die Größe des Schraubenkanals sowie der notwendigen Angulation der Schrauben in Relation zur Platte) zur Verfügung steht. Unsere hiesige Untersuchung wurde an einem Defektmodell durchgeführt, um den Bias der kortikalen Abstützung auf der der Platte gegenüberliegenden Seite im Frakturbereich auszuschließen ¹⁶⁹. Dieses Modell repräsentiert damit die Situation einer Trümmerfraktur und impliziert gleichzeitig, dass vorrangig die Eigenschaften des Osteosynthesekonstruktes in den Ergebnissen zum Tragen kommen. Daher ist der Schluss zulässig, dass vor allem komplexe periprothetische Frakturen bzw. eine ausbleibende oder verzögerte Frakturheilung in besonderem Maße dem Risiko eines Implantatversagens unterliegen. Diese klinischen Situationen führen zum Fehlen einer suffizienten knöchernen Abstützung auf der der Platte gegenüberliegenden Seite und damit zu einer biomechanisch äußerst kritischen Belastungssituation für das Implantat und dessen Verankerung ¹¹⁰. Es stellt sich die Frage, ob in diesen skizzierten Situationen das Implantat an sich versagt (Plattenbruch), oder aber der Knochen im Bereich der proximalen Verankerung der Belastung nicht mehr standhalten würde. Die Interpretation der Ergebnisse dieser Studie deutet darauf hin, dass der Knochen im Bereich der proximalen Verankerung die Schwachstelle in diesem mechanischen System darstellt, da wir in unseren Experimenten kein Plattenversagen an sich gesehen haben. Da dieser Implantattyp mittlerweile in der klinischen Patientenversorgung flächendeckend Einzug gehalten hat, werden in der Zukunft klinische Verlaufsdaten verfügbar sein. Diese werden offen legen, inwieweit die Ergebnisse unserer biomechanischen Analyse *in vivo* nachvollziehbar sind und mit welcher Relevanz diese komplexen Frakturmuster im klinischen Alltag auftreten.

Neben der suffizienten Implantatverankerung ist das wesentliche Ziel jeder Osteosynthese biomechanisch optimale Voraussetzungen für eine suffiziente Knochenheilung zu schaffen. Seit der Einführung von winkelstabilen Implantaten und der Definition des Konzeptes der

relativen Stabilität wurden eine Vielzahl von biomechanischen sowie klinischen Studien durchgeführt, um sowohl die biomechanischen Eigenschaften als auch die Ergebnisse, welche durch diese Rekonstruktionsphilosophie erreicht werden können, zu beleuchten^{93,147,161,166,167,194,196-201}. Trotz der immensen Vorteile, die diese Technik mit sich bringt, sind viele biomechanische Zusammenhänge noch nicht geklärt. Klinische Studien, welche die winkelstabile osteosynthetische Stabilisierung von distalen Femurfrakturen untersucht haben, zeigten, dass das Implantatversagen aufgrund von Materialermüdung auf dem Boden einer ausbleibenden Frakturheilung ein relevantes Problem darstellt⁹². Die Frage nach dem Warum konnte bisher zwar nicht vollständig geklärt werden, jedoch sind einige Faktoren identifiziert, die die Knochenheilung negativ beeinflussen und somit das Implantatversagen begünstigen: Henderson *et al.* zeigten, dass in ihrer Kohorte Patienten, die mit einem rigiden Stahlimplantat stabilisiert wurden, eine höhere Pseudarthrosenrate aufwiesen als Patienten die mit einem flexibleren Titanimplantat therapiert wurden²⁰². Eine andere Arbeitsgruppe um Bottlang konnte belegen, dass Patienten, bei denen eine höhere Anzahl an freien Plattenlöchern im Bereich der Fraktur (längere Schwingstrecke) vorhanden waren bessere Heilungsergebnisse hatten²⁰³. Ferner dokumentierte die Arbeitsgruppe um Hoffmann, dass Patienten bei denen eine kurze Schwingstrecke verwendet wurde, eine höhere, wenn auch nicht signifikante, Pseudarthrosenrate aufwiesen¹⁷¹. Jedoch können diese klinischen Ergebnisse nicht weiter interpretiert werden, da die Länge der betroffenen Schwingstrecken nicht angegeben wurden. Zusammenfassend belegen die Ergebnisse der angeführten Untersuchungen, dass offensichtlich die Steifigkeit des Plattenkonstruktes (z. B. durch Materialeigenschaften) sowie die Schwingstrecke maßgebliche Faktoren für den Erfolg der Knochenheilung darstellen. Diese Faktoren sind unter anderem für das Ausmaß der Bewegung der Fragmente im Frakturspalt verantwortlich. Bis heute ist jedoch unklar, wieviel Bewegung im Frakturspalt für eine suffiziente biologische Reaktion sinnvoll bzw. notwendig ist. *In vivo* Untersuchungen am Menschen⁹⁵ als auch Tierversuche²⁰⁴⁻²⁰⁶ konnten belegen, dass ein kontrolliertes Maß an interfragmentärer Bewegung die Kallusbildung begünstigt und somit die knöcherne Konsolidierung von Frakturen beschleunigt. Einige Autoren konnten durch die Ergebnisse ihrer Untersuchungen bereits Millimeterbereiche definieren, in welchen sich diese interfragmentäre Beweglichkeit befinden sollte^{162,163,204}. Den Grad der resultierenden interfragmentären Bewegung kann der Chirurg direkt beeinflussen indem er das

osteosynthetische Konstrukt durch viele Schrauben rigide – oder es durch eine längere Schwingstrecke bzw. weniger Schrauben flexibler gestaltet. Trotz der Vielzahl an biomechanischen sowie tierexperimentellen Studien gibt es bisher keinerlei praktische Empfehlungen wie ein Plattenkonstrukt gewählt werden sollte, um eine interfragmentäre Beweglichkeit in den genannten Bereichen zu gewährleisten. Bisher hängt die Planung und Durchführung der Osteosynthese sowie die Festlegung der Schwingstrecke und der Anzahl der zur Anwendung kommenden Schrauben einzig von der klinischen Erfahrung des Operateurs ab⁹⁴. Gleichsam bedeutet dies, dass die Konfiguration des Osteosynthesekonstruktes bisher rein von empirischer Evidenz abhängt^{94,117,161,201}. Durch die von uns durchgeführten biomechanischen Analysen konnte gezeigt werden, dass die resultierende interfragmentäre Bewegung in verschiedenen, klinisch relevanten, Plattenkonstrukten durchweg höher war als die Bereiche, die in tierexperimentellen Studien zuvor beschrieben worden sind⁹⁴. Eine mögliche Erklärung dieser Tatsache ist, dass die vorliegenden Arbeiten weder am humanen Femur noch im Aufbau einer winkelstabilen Plattenosteosynthese für distale Femurfrakturen durchgeführt wurden und somit die Referenzbereiche für distale Femurfrakturen bisher gänzlich unbekannt sind^{94,162,163,204}. Dennoch können die bisher bekannten Referenzbereiche zumindest als Orientierung dienen, um die biomechanische Umgebung von Plattenkonstrukten für das distale Femur zu optimieren. Weiterhin zeigten unsere Ergebnisse, dass die Schwingstrecke die maßgebliche Variable ist, die das Ausmaß an resultierender interfragmentärer Bewegung bestimmt⁹⁴. Diese Erkenntnis deckt sich mit den Erfahrungen anderer Autoren^{82,83,91,114,117,165,207}. Bisher bestand die einhellige Expertenmeinung darin, die Schrauben innerhalb des Plattenkonstruktes in gleich großen Abständen zueinander zu setzen und die abschließende, proximalste Schraube in der Platte monokortikal zu besetzen, um den Steifigkeitsübergang zum nicht instrumentierten Knochen zu reduzieren. Für diese pauschalisierte Lehrmeinung gibt es weder Hinweise in der verfügbaren Literatur zur Anwendung von winkelstabilen Plattensystemen^{82,83,114} noch biomechanische Evidenz. Aktuell besteht Einigkeit darin, dass drei Schrauben auf jeder Seite der Fraktur das Minimum darstellt um eine Fraktur suffizient zu stabilisieren^{82,117,171,201}. In der Analyse unserer Ergebnisse zeigte die Variation der Schraubenpositionen innerhalb der untersuchten Gruppen keinen signifikanten Einfluss auf die Gesamtsteifigkeit des Plattenkonstruktes, sodass die oben genannten Grundsätze sicherlich nicht als allgemeingültig angesehen werden können⁹⁴.

Jedoch wurden nicht alle der möglichen Kombinationen in der Variation von Schraubenpositionen getestet, sodass hier weiterführende Analysen notwendig sind, um das bisher gültige Kredo gegebenenfalls anpassen zu können. Eine experimentelle Untersuchung von Lee *et al.* hat sich ebenfalls dieser Fragestellung angenommen und gezeigt, dass die Variation innerhalb einer festen Schwingstrecke einen untergeordneten Einfluss auf die Gesamtsteifigkeit hat ²⁰¹. Übereinstimmend mit deren Ergebnisse bleibt jedoch festzuhalten, dass hauptsächlich die Schwingstrecke einen signifikanten Einfluss auf die Gesamtsteifigkeit des Plattenkonstruktes hat, sodass diese Variable von entscheidendem Interesse ist. Abgesehen von den Bewegungen in axialer Richtung sind weiterhin die resultierenden Scherbewegungen von immenser Bedeutung ^{164,208,209}. Wir haben sie daher explizit in unsere Analyse mit einbezogen und konnten belegen, dass diese mit zunehmender Schwingstrecke disproportional zur axialen Beweglichkeit zunehmen, sodass die optimale Schwingstrecke letztendlich immer einen Kompromiss zwischen ausreichender Flexibilität für optimale axiale Bewegung und ausreichender Steifigkeit für die Reduktion der resultierenden Scherbewegungen darstellt ⁹⁴. Um den Einfluss von zusätzlichen, die Fraktur stabilisierenden Variablen (z. B. kortikale Abstützung bei einfachen Frakturmustern) auszuschließen, wurde die Studie bewusst am Defektmodell durchgeführt. Dadurch sind die Ergebnisse jedoch nicht auf alle Frakturtypen übertragbar: der Einfluss weiterer Variablen (u. a. kortikale Abstützung, Knochenqualität, Frakturverlauf, Weichteilmantel) auf die interfragmentäre Beweglichkeit muss in weiterführenden Untersuchungen noch eingehend beleuchtet werden, um generelle Empfehlungen zur Stabilisierung verschiedener Frakturmuster abgeben zu können. Einzig für den Fall von (periprothetischen) distalen Femurtrümmerfrakturen kann bereits postuliert werden, dass eine Schwingstrecke von 42 – 62 mm eine interfragmentäre Bewegung zulässt, welche sich innerhalb publizierter Bereiche befindet ^{94,162,163}. Mangels kontrollierter klinischer Studien, die verschiedene Schwingstrecken hinsichtlich ihres Heilungspotentials miteinander vergleichen, besteht hier ein Bedarf an weiterführenden Untersuchungen.

Eine gänzlich andere Situation ergibt sich im Falle von einfachen Frakturmustern. Bei diesen wird weiterhin nicht nur die längen-, achs- und rotationsgerechte Reposition, sondern die anatomische Reposition angestrebt. Dank moderner Operations- und Repositionstechniken kann diese, unter Wahrung des Konzeptes der biologischen Osteosynthese, in vielen Fällen

erreicht werden. Dadurch und durch die weite Verbreitung des Einsatzes von winkelstabilen Implantaten vor allem bei Frakturen im Bereich der gelenknahen großen Röhrenknochen, war eine logische Konsequenz der Entwicklung, dass auch einfache Frakturtypen mehr und mehr mit diesen Implantaten stabilisiert wurden ¹⁶⁵. Bisher fehlen jedoch grundlegende Erkenntnisse, wie sich die Frakturheilung bei einfachen Femurfrakturen, welche nach dem Prinzip der relativen Stabilität operiert wurden, gestaltet ¹⁶⁵. Brückenplattentechniken müssen interfragmentäre Bewegung zulassen, um die sekundäre Knochenheilung zu induzieren ¹⁶⁶. Selbst bei komplexen Frakturen konnte bereits gezeigt werden, dass die Gefahr der zu rigiden Stabilisierung und damit der Suppression der Kallusbildung, vor allem am plattennahen Kortex, besteht ²¹⁰. Um dem entgegen zu wirken, wurden in verschiedenen Untersuchungen Konzepte entwickelt, die die axiale Steifigkeit bei gleichzeitiger Wahrung der Rotationsstabilität reduzieren ^{161,166,211}. Im Falle einer anatomischen Reposition, bei der die Hauptfragmente aufeinander sitzen, besteht daher die große Gefahr, dass keine suffiziente interfragmentäre Bewegung entstehen kann. Damit fehlt in dieser Situation der notwendige mechanische Reiz, um die sekundäre Knochenheilung zu induzieren. Gerade unter der Voraussetzung der anatomischen Frakturposition stellt sich somit die Frage, ob das Prinzip der relativen Stabilität überhaupt sinnvoll ist, oder ob diese Frakturmuster nicht besser nach dem Konzept der absoluten Stabilität therapiert werden sollten. Im Rahmen verschiedener klinischer Untersuchungen konnte bereits gezeigt werden, dass bei anatomischer Reposition die rein winkelstabile Osteosynthese ohne interfragmentäre Kompression derjenigen mit interfragmentärer Kompression unterlegen ist. So zeigten Stevens *et al.* in ihrer retrospektiven Untersuchung an einer Fallserie von Unterarmfrakturen, dass diejenigen mit interfragmentärer Kompression im Schnitt 10 Wochen schneller knöchern konsolidiert waren – unabhängig vom verwendeten Plattentyp (winkelstabil oder konventionell) ²¹². Diese Ergebnisse sind jedoch nicht ohne weiteres auf das Femur übertragbar, da die obere Extremität weit weniger als die untere axialen Belastungen ausgesetzt ist. Die Arbeitsgruppe um Horn zeigte in ihrer retrospektiven Aufarbeitung von distalen Tibiafrakturen eine signifikant verkürzte Heilungsdauer, wenn interfragmentäre Kompression durch interfragmentäre Zugschrauben vor der eigentlichen winkelstabilen Plattenosteosynthese appliziert wurde ¹⁴⁸. Allerdings müssen diese Ergebnisse kritisch gewertet werden, da die Autoren eine relativ kleine Kohorte (11 Patienten mit interfragmentärer Kompression) sowie

eine heterogene Verteilung von Frakturtypen eingeschlossen haben. Eine grundlegende experimentelle Arbeit, welche verschiedene Osteosyntheskonstrukte miteinander verglich, publizierten Plecko *et al.* ¹⁶⁵. Diese untersuchten im Tierexperiment (Tibiae von Schafen) sowohl klassische Kompressionsosteosynthesen nach dem Prinzip der absoluten Stabilität als auch reine Brückenplattenosteosynthesen nach dem Prinzip der relativen Stabilität. Ferner schlossen sie zwei Hybridkonstrukte (mit interfragmentärer Kompression über freie bzw. plattenabhängige Zugschrauben) ein. Die Ergebnisse der aufwendigen biomechanischen sowie histologischen Aufarbeitung zeigten zwar eine tendenziell höhere Steifigkeit mit interfragmentärer Kompression sowie mehr Ausbildung von endostalem Kallus in dieser Gruppe, jedoch konnten die Autoren keine signifikanten Unterschiede zu den anderen untersuchten Gruppen aufweisen. Ferner beobachteten sie eine geringere Ausbildung von parossalem Kallus im Bereich der Fraktur (als Hinweis auf die sekundäre Knochenheilung) in den Gruppen, bei welchen die interfragmentäre Kompression zu tragen kam. Knochenheilungsprobleme zeigten die untersuchten Tiere mit keiner der untersuchten Plattenkonfigurationen. Basierend auf diesen Erkenntnissen stellt sich die Frage, ob auch am Femur – unter der Voraussetzung der anatomischen Reposition – die interfragmentäre Kompression vor der winkelstabilen Plattenosteosynthese zur verbesserten Stabilität und damit zur beschleunigten Heilung führen kann. Dass eine solche Vermischung dieser grundlegend verschiedenen Osteosynthesephilosophien im klinischen Alltag trotz fehlender biomechanischer und biologischer Kenntnisse über mögliche Konsequenzen stattfindet, zeigt die 2014 publizierte Studie von Niikura *et al.* ¹⁴⁶, in der mehr als die Hälfte der eingeschlossenen Fälle unter den Gesichtspunkten der absoluten Stabilität (17 Patienten versus 15 Patienten) therapiert wurden. Hinsichtlich der Frage, welche der beiden eingesetzten Philosophien von Vorteil war kann aus dieser Untersuchung keine Aussage getroffen werden, da die Autoren die Daten nicht unter dieser Fragestellung ausgewertet haben. Auch die Entscheidungsfindung hinsichtlich der Verwendung interfragmentärer Kompression blieb offen. Die Autoren beschrieben jedoch keinerlei mechanische Komplikationen bei einer Konsolidierungsrate von 93,8% innerhalb des Nachuntersuchungszeitraumes ($4,2 \pm 3$ Monate), sodass diese Ergebnisse für beide Philosophien vielversprechend sind. Die Ergebnisse unserer biomechanischen Untersuchung am Femurkadaverknochen zeigten, dass die Konstruktsteifigkeit durch die interfragmentäre

Kompression signifikant gegenüber der reinen Brückenplattenosteosynthese verbessert wird²¹³. Ferner demonstrierten unsere Daten, dass durch die Kombination von interfragmentärer Kompression und winkelstabiler Plattenosteosynthese eine biomechanische Umgebung geschaffen werden kann, welche mit derjenigen des intakten Knochens nahezu identisch ist. Damit passen unsere Ergebnisse der Steifigkeitsanalysen zu denjenigen, die sowohl im Tierexperiment als auch in anderen biomechanischen Analysen herausgearbeitet wurden^{214,215}. Dabei ist vor allem die Tatsache interessant, dass tierexperimentell gezeigt werden konnte, dass bei der Anwendung von verschiedenen Fixationssystemen (externe Fixateure versus intramedulläre Stabilisierung) vor allem diejenigen Konstrukte von Vorteil für die Knochenheilung waren, welche eine hohe axiale – bei gleichzeitig vorliegender hoher torsionaler Steifigkeit – aufwiesen²¹⁴. Im Rahmen der vorangegangenen Arbeit zeigte unsere Analyse, dass mit zunehmender Schwingstrecke genau diese torsionale Steifigkeit überproportional zur axialen Steifigkeit nachlässt und somit die Gesamtstabilität des Konstruktes beeinträchtigt⁹⁴. Dieser Effekt wird durch die interfragmentäre Kompression, die über die eingebrachte Zugschraube aufgebaut wird, suffizient konterkariert. Unsere Studie konnte demzufolge belegen, dass die Zugschraube neben einer Verbesserung der axialen Steifigkeit vor allem die torsionale Steifigkeit positiv beeinflusst und zudem auf einem Level hält, welcher nahezu den Werten des intakten Knochens entspricht.

Obwohl die optimalen biomechanischen Bedingungen und die damit verbundenen biologischen Reaktionen noch nicht abschließend ergründet sind, zeichnet sich durch die Ergebnisse unserer Untersuchungen ab, dass das Prinzip der relativen Stabilität bei einfachen Frakturmustern, welche der anatomischen Reposition zugänglich sind, von Nachteil für die Knochenheilung sein könnte. Vielmehr sprechen die Resultate für den Einsatz der absoluten Stabilität mit interfragmentärer Kompression um die primäre Knochenheilung zu induzieren.

Die erhobenen Daten unserer experimentellen Studien bilden ein Fundament, auf welchem zukünftige Untersuchungen aufbauen können, um die optimale Schwingstrecke bei Brückenplattenosteosynthesen oder aber den sinnvollen Einsatz von interfragmentärer Kompression durch Zugschrauben für verschiedene Frakturtypen und Knochenqualitäten zu identifizieren. Ferner zeigten sie einen neuen, kritischen Aspekt des noch nicht vollständig gelösten Problems der periprothetischen Implantatverankerung. Diese Ergebnisse müssen in

kontrollierten klinischen Studien evaluiert werden, um eine generelle Empfehlung zur Gestaltung der optimalen mechanobiologischen Umgebung bei der osteosynthetischen Rekonstruktion von periprothetischen Femurfrakturen abgeben zu können.

6 Zusammenfassung

Periprothetische Frakturen stellen ein relevantes klinisches Problem dar. Aktuell wird die Inzidenz mit 0,1% - 4,1% nach Primärimplantationen sowie mit 2,8% - 4% nach Revisionsoperationen angegeben. Im Hinblick auf die demographische Entwicklung werden die Fallzahlen in den kommenden Jahren kontinuierlich steigen. Damit stellen periprothetische Frakturen bereits heute wie auch zukünftig eine wesentliche Belastung für das Gesundheitssystem dar. Das Gros der bisher publizierten klinischen Ergebnisse belegt eindeutig, dass neben der postoperativen Infektion das Implantatversagen eine der führenden Komplikationen nach operativer Therapie der Verletzung darstellt. Das stellt den behandelnden Chirurgen vor eine große Herausforderung. Durch die von uns durchgeführten klinischen Untersuchungen konnte belegt werden, dass die Mehrzahl der Patienten das funktionelle Niveau von vor der Fraktur nicht mehr erreicht. Dies zeigt sich vor allem im Grad der postoperativen Mobilität, bei der die Betroffenen in hohem Maße auf Gehhilfen angewiesen sind. Die Analyse der klinischen Ergebnisse ergab erstmals jedoch, dass das funktionelle Outcome sowie die patientenspezifische Lebensqualität unabhängig von der Art der chirurgischen Therapie sind. Ein viel wesentlicherer, diese Parameter beeinflussender Faktor scheint ein komplikationsfreier postoperativer Verlauf zu sein. Vor diesem Hintergrund wurden die experimentellen Arbeiten konzipiert, die sich mit den kritischen Aspekten der periprothetischen Frakturstabilisierung auseinandersetzen: der Implantatverankerung im Bereich der Prothese selbst sowie der Optimierung der biomechanischen Umgebung bei multifragmentären und einfachen Frakturtypen. Das Ziel war es, durch die Optimierung von osteosynthetischen Verankerungsprinzipien sowie der mechanobiologischen Umgebung, Möglichkeiten zu erarbeiten die Rate an mechanischen Komplikationen zu senken. Dabei galt es die Prinzipien der biologischen Osteosynthese zu wahren, um das individuelle biologische Heilungspotential eines jeden Patienten optimal zu nutzen.

Die kritische Implantatverankerung im Bereich der einliegenden Prothesenkomponenten stellt eine der wesentlichen Schwachstellen der osteosynthetischen Rekonstruktion dar. Die bikortikale polyaxiale Schraubenverankerung im Bereich des Prothesenschaftes zeigte eindeutig ihre Überlegenheit gegenüber der monokortikalen monoaxialen Verankerung. Wir konnten erstmals nachweisen, dass im Falle eines Implantatversagens komplexe

Frakturmuster durch die bikortikale Schraubenverankerung entstehen können, welche eine erneute osteosynthetische Rekonstruktion deutlich erschwert, wenn nicht unmöglich macht. Diese Art der Verankerung ist jedoch im klinischen Alltag bereits weit verbreitet. Erste Studien, die die Ergebnisse dieser Technik dokumentieren, zeigen vielversprechende Ergebnisse, sodass abzuwarten bleibt, ob das experimentell nachgewiesene Problem tatsächlich zu einem klinisch relevanten Problem führen wird. Trotzdem sollten die Resultate unserer Untersuchung Beachtung finden und es ist zu empfehlen, dass durch bildgebende Verfahren präoperativ die möglichen Schraubenkanäle sowie –angulationen überprüft werden. Komplexe Frakturmuster werden nach aktuellen Konzepten mit überbrückenden Osteosynthesen therapiert. Dabei gilt es eine biomechanische Umgebung zu schaffen, welche die Kallusbildung anregt. Bisher existiert keine Evidenz bezüglich der zu wählenden Schwingstrecke welche eine solche Umgebung schaffen kann. Die vorgestellte Analyse konnte erstmals einen Bereich für die Stabilisierung einer periprothetischen Femurfraktur definieren, der zu interfragmentären Bewegungen im Frakturspalt führt, die denen publizierter Werte ähnlich sind. Dabei wurden erstmals physiologische Belastungen auf das Konstrukt appliziert, um eine möglichst realitätsnahe Analyse zu erlauben. Ferner konnte aufgezeigt werden, dass die Variation der übrigen Schrauben am Schaft von untergeordneter Bedeutung ist und keinen signifikanten Einfluss auf die Bewegung am Frakturspalt ausübt. Eine gänzlich andere Situation findet sich hingegen bei einfachen Frakturtypen. Unter Wahrung des Konzeptes der biologischen Osteosynthese mithilfe moderner perkutaner Repositionstechniken kann in vielen Fällen eine anatomische Reposition erreicht werden. Im Gegensatz zur multifragmentären Situation ist hier zu diskutieren, ob eine interfragmentäre Kompression zu verbesserten Heilungsraten führt. Zunächst muss jedoch geklärt werden, ob die interfragmentäre Kompression in einem winkelstabilen Plattenkonstrukt überhaupt einen signifikanten Einfluss hat. Im experimentellen Versuchsaufbau am humanen Kadaverknochen konnte dies nun erstmals validiert werden (signifikante Verbesserung der Konstruktsteifigkeit). Ähnlich wie in der Voranalyse der multifragmentären Situation zeigte sich hier ebenfalls eine wesentliche Reduktion der resultierenden Scherbewegungen. Bei ausgewählten Schwingstrecken kann in Kombination mit interfragmentärer Kompression die Steifigkeit des intakten Knochens erreicht werden. Damit kann eine Umgebung geschaffen werden, die eine primäre Knochenheilung induziert. Diese grundlegenden *in vitro*

gewonnenen Erkenntnisse können die osteosynthetische Rekonstruktion von periprothetischen Frakturen optimieren und somit durch Reduktion der Gesamtkomplikationsrate zu einer verbesserten klinischen Funktion und konsekutiv zu einer höheren patientenspezifischen Lebensqualität führen.

7 Literaturverzeichnis

1. **Della Rocca GJ, Leung KS, Pape HC.** Periprosthetic fractures: epidemiology and future projections. *J Orthop Trauma* 2011;25 Suppl 2:S66-70.
2. **Lindahl H, Malchau H, Herberts P, Garellick G.** Periprosthetic femoral fractures classification and demographics of 1049 periprosthetic femoral fractures from the Swedish National Hip Arthroplasty Register. *J Arthroplasty* 2005;20-7:857-65.
3. **Hagel A, Siekmann H, Delank KS.** Periprosthetic femoral fracture- an interdisciplinary challenge. *Dtsch Arztebl Int* 2014;111-39:658-64.
4. **Moreta J, Aguirre U, de Ugarte OS, Jauregui I, Mozos JL.** Functional and radiological outcome of periprosthetic femoral fractures after hip arthroplasty. *Injury* 2014.
5. **Garrellick G, Rogmark C, Kärrholm J, Rolfson O.** The Swedish National Hip Arthroplasty Register: Annual Report 2012. 2012.
6. **Statistisches Bundesamt.** Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik), Diagnosen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern. In www.gbe-bund.de (Thematische Recherche: Implantation einer Endoprothese am Hüftgelenk, Implantation einer Endoprothese am Kniegelenk). Abrufdatum: 15.01.2015.
7. **Mardian S, Wichlas F, Schaser KD, Matziolis G, Fuchtmeier B, Perka C, Schwabe P.** Periprosthetic fractures around the knee: update on therapeutic algorithms for internal fixation and revision arthroplasty. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2012;79-4:297-306.
8. **Sidler-Maier CC, Waddell JP.** Incidence and predisposing factors of periprosthetic proximal femoral fractures: a literature review. *Int Orthop* 2015.
9. **Berry DJ.** Epidemiology: hip and knee. *Orthop Clin North Am* 1999;30-2:183-90.
10. **Kavanagh BF.** Femoral fractures associated with total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 1992;23-2:249-57.
11. **Zhu Y, Chen W, Sun T, Zhang X, Liu S, Zhang Y.** Risk factors for the periprosthetic fracture after total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *Scand J Surg* 2014.
12. **Toogood PA, Vail TP.** Periprosthetic Fractures: A Common Problem with a Disproportionately High Impact on Healthcare Resources. *J Arthroplasty* 2015.
13. **Vanhegan IS, Malik AK, Jayakumar P, Ul Islam S, Haddad FS.** A financial analysis of revision hip arthroplasty: the economic burden in relation to the national tariff. *J Bone Joint Surg Br* 2012;94-5:619-23.
14. **Bhattacharyya T, Chang D, Meigs JB, Estok DM, 2nd, Malchau H.** Mortality after periprosthetic fracture of the femur. *J Bone Joint Surg Am* 2007;89-12:2658-62.
15. **Young SW, Walker CG, Pitto RP.** Functional outcome of femoral peri prosthetic fracture and revision hip arthroplasty: a matched-pair study from the New Zealand Registry. *Acta Orthop* 2008;79-4:483-8.

- 16.Katz J, Wright E, Harris M, Losina E.** Incidence, risk factors and consequences of periprosthetic and femoral fracture among those who survived total hip replacement for more than a decade. *Osteoarthritis and Cartilage* 2012;20:S163-S4.
- 17.Singh JA, Jensen M, Lewallen D.** Predictors of periprosthetic fracture after total knee replacement: an analysis of 21,723 cases. *Acta Orthop* 2013;84-2:170-7.
- 18.Young SW, Pandit S, Munro JT, Pitto RP.** Periprosthetic femoral fractures after total hip arthroplasty. *ANZ J Surg* 2007;77-6:424-8.
- 19.Herrera DA, Kregor PJ, Cole PA, Levy BA, Jonsson A, Zlowodzki M.** Treatment of acute distal femur fractures above a total knee arthroplasty: systematic review of 415 cases (1981-2006). *Acta Orthop* 2008;79-1:22-7.
- 20.Singh JA, Jensen MR, Harmsen SW, Lewallen DG.** Are gender, comorbidity, and obesity risk factors for postoperative periprosthetic fractures after primary total hip arthroplasty? *J Arthroplasty* 2013;28-1:126-31.e1-2.
- 21.Müller ME.** The comprehensive Classification of Fractures of Long Bones. In: Müller ME, ed. *Manual of internal fixation*, 3. Auflage ed. Berlin/Heidelberg/New York/Tokio: Springer-Verlag, 1991:S. 118 ff.
- 22.Duncan CP, Masri BA.** Fractures of the femur after hip replacement. *Instr Course Lect* 1995;44:293-304.
- 23.Mückley PDT.** Periprothetische Femurfrakturen bei Hüftgelenkprothesen. *Trauma und Berufskrankheit* 2011;13-1:141-6.
- 24.Su ET, DeWal H, Di Cesare PE.** Periprosthetic femoral fractures above total knee replacements. *J Am Acad Orthop Surg* 2004;12-1:12-20.
- 25.Rorabeck CH, Taylor JW.** Classification of periprosthetic fractures complicating total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 1999;30-2:209-14.
- 26.Rorabeck CH, Angliss RD, Lewis PL.** Fractures of the femur, tibia, and patella after total knee arthroplasty: decision making and principles of management. *Instr Course Lect* 1998;47:449-58.
- 27.Sisto DJ, Lachiewicz PF, Insall JN.** Treatment of supracondylar fractures following prosthetic arthroplasty of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 1985-196:265-72.
- 28.Merkel KD, Johnson EW, Jr.** Supracondylar fracture of the femur after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68-1:29-43.
- 29.Neer CS, 2nd, Grantham SA, Shelton ML.** Supracondylar fracture of the adult femur. A study of one hundred and ten cases. *J Bone Joint Surg Am* 1967;49-4:591-613.
- 30.Mittlmeier T, Stockle U, Perka C, Schaser KD.** [Periprosthetic fractures after total knee joint arthroplasty]. *Unfallchirurg* 2005;108-6:481-95; quiz 96.
- 31.Yoon S-H, Oh C-W.** Treatment of Peri-prosthetic Fracture about Total Knee Replacement. *Journal of the Korean Fracture Society* 2011;24-2:206-11.
- 32.Schuetz M, Perka C.** *Periprosthetic fracture management*. Thieme, 2013.

- 33.Duncan CP, Haddad FS.** The Unified Classification System (UCS): improving our understanding of periprosthetic fractures. *Bone Joint J* 2014;96-b-6:713-6.
- 34.Van der Merwe JM, Haddad FS, Duncan CP.** Field testing the Unified Classification System for periprosthetic fractures of the femur, tibia and patella in association with knee replacement: an international collaboration. *Bone Joint J* 2014;96-b-12:1669-73.
- 35.Rinecker H, Haibock H.** Surgical treatment of peri-prosthetic fractures after total knee replacement (author's transl). *Arch Orthop Unfallchir* 1977;87-1:23-9.
- 36.Hirsh DM, Bhalla S, Roffman M.** Supracondylar fracture of the femur following total knee replacement. Report of four cases. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63-1:162-3.
- 37.Short WH, Hootnick DR, Murray DG.** Ipsilateral supracondylar femur fractures following knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1981-158:111-6.
- 38.Haddad FS, Marston RA, Muirhead-Allwood SK.** The Dall-Miles cable and plate system for periprosthetic femoral fractures. *Injury* 1997;28-7:445-7.
- 39.Scott RD, Turner RH, Leitzes SM, Aufranc OE.** Femoral fractures in conjunction with total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1975;57-4:494-501.
- 40.Cain PR, Rubash HE, Wissinger HA, McClain EJ.** Periprosthetic femoral fractures following total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1986-208:205-14.
- 41.Culp RW, Schmidt RG, Hanks G, Mak A, Esterhai JL, Jr., Heppenstall RB.** Supracondylar fracture of the femur following prosthetic knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1987-222:212-22.
- 42.Bogoch E, Hastings D, Gross A, Gschwend N.** Supracondylar fractures of the femur adjacent to resurfacing and MacIntosh arthroplasties of the knee in patients with rheumatoid arthritis. *Clin Orthop Relat Res* 1988-229:213-20.
- 43.Nielsen BF, Petersen VS, Varmarken JE.** Fracture of the femur after knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 1988;59-2:155-7.
- 44.Cordeiro EN, Costa RC, Carazzato JG, Silva Jdos S.** Periprosthetic fractures in patients with total knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res* 1990-252:182-9.
- 45.Garnavos C, Rafiq M, Henry AP.** Treatment of femoral fracture above a knee prosthesis. 18 cases followed 0.5-14 years. *Acta Orthop Scand* 1994;65-6:610-4.
- 46.Moran MC, Brick GW, Sledge CB, Dysart SH, Chien EP.** Supracondylar femoral fracture following total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1996-324:196-209.
- 47.DiGioia AM, 3rd, Rubash HE.** Periprosthetic fractures of the femur after total knee arthroplasty. A literature review and treatment algorithm. *Clin Orthop Relat Res* 1991-271:135-42.
- 48.Healy WL, Siliski JM, Incavo SJ.** Operative treatment of distal femoral fractures proximal to total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am* 1993;75-1:27-34.
- 49.Beals RK, Tower SS.** Periprosthetic fractures of the femur. An analysis of 93 fractures. *Clin Orthop Relat Res* 1996-327:238-46.

- 50. Böhler J.** 102. 60 Jahre konservative Knochenbruchbehandlung. *Langenbecks Archiv für Chirurgie* 1980;352-1:345-52.
- 51. Bohler L.** Primary treatment of a fracture of the leg bones. 1956. *Clin Orthop Relat Res* 1995-315:5-7.
- 52. Johnson AJ, Harwin SF, Krakow KA, Mont MA.** Alignment in Total Knee Arthroplasty: Where Have We Come From and Where Are We Going? *Surg Technol Int* 2011;Xxi:183-8.
- 53. Batra S, Kurup H, Gul A, Andrew JG.** Thromboprophylaxis following cast immobilisation for lower limb injuries--survey of current practice in United Kingdom. *Injury* 2006;37-9:813-7.
- 54. Masri BA, Meek RM, Duncan CP.** Periprosthetic fractures evaluation and treatment. *Clin Orthop Relat Res* 2004-420:80-95.
- 55. Holzapfel BM, Prodinger PM, Hoberg M, Meffert R, Rudert M, Gradinger R.** [Periprosthetic fractures after total hip arthroplasty : classification, diagnosis and therapy strategies]. *Orthopade* 2010;39-5:519-35.
- 56. Pressmar J, Macholz F, Merkert W, Gebhard F, Liener UC.** [Results and complications in the treatment of periprosthetic femur fractures with a locked plate system]. *Unfallchirurg* 2010;113-3:195-202.
- 57. Marsland D, Mears SC.** A review of periprosthetic femoral fractures associated with total hip arthroplasty. *Geriatr Orthop Surg Rehabil* 2012;3-3:107-20.
- 58. Corten K, Vanrykel F, Bellemans J, Frederix PR, Simon JP, Broos PL.** An algorithm for the surgical treatment of periprosthetic fractures of the femur around a well-fixed femoral component. *J Bone Joint Surg Br* 2009;91-11:1424-30.
- 59. Parvizi J, Rapuri VR, Purtill JJ, Sharkey PF, Rothman RH, Hozack WJ.** Treatment protocol for proximal femoral periprosthetic fractures. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86-A Suppl 2:8-16.
- 60. Lindahl H, Garellick G, Regner H, Herberts P, Malchau H.** Three hundred and twenty-one periprosthetic femoral fractures. *J Bone Joint Surg Am* 2006;88-6:1215-22.
- 61. Zuurmond RG, van Wijhe W, van Raay JJ, Bulstra SK.** High incidence of complications and poor clinical outcome in the operative treatment of periprosthetic femoral fractures: An analysis of 71 cases. *Injury* 2010;41-6:629-33.
- 62. Konstantinidis L, Hauschild O, Beckmann NA, Hirschmuller A, Sudkamp NP, Helwig P.** Treatment of periprosthetic femoral fractures with two different minimal invasive angle-stable plates: Biomechanical comparison studies on cadaveric bones. *Injury* 2010;41-12:1256-61.
- 63. Muller FJ, Galler M, Fuchtmeier B.** Clinical and radiological results of patients treated with orthogonal double plating for periprosthetic femoral fractures. *Int Orthop* 2014.
- 64. Muller M, Kaab M, Tohtz S, Haas NP, Perka C.** Periprosthetic femoral fractures: outcome after treatment with LISS internal fixation or stem replacement in 36 patients. *Acta Orthop Belg* 2009;75-6:776-83.

- 65. Langenhan R, Trobisch P, Hohendorff B, Baumann M, Probst A.** [Patients with periprosthetic femur fractures and consecutive stem replacement. Analysis of survival, complications, and quality of life]. *Unfallchirurg* 2013;116-8:716-22.
- 66. Korbelt M, Sponer P, Kucera T, Prochazka E, Procek T.** Results of treatment of periprosthetic femoral fractures after total hip arthroplasty. *Acta Medica (Hradec Kralove)* 2013;56-2:67-72.
- 67. Holder N, Papp S, Gofton W, Beaulé PE.** Outcomes following surgical treatment of periprosthetic femur fractures: a single centre series. *Can J Surg* 2014;57-3:209-13.
- 68. Fuchtmeyer B, Galler M, Müller F.** Mid-Term Results of 121 Periprosthetic Femoral Fractures: Increased Failure and Mortality Within but not After One Postoperative Year. *J Arthroplasty* 2014.
- 69. Fink B.** Revision arthroplasty in periprosthetic fractures of the proximal femur. *Oper Orthop Traumatol* 2014;26-5:455-68.
- 70. Chakravarthy J, Bansal R, Cooper J.** Locking plate osteosynthesis for Vancouver Type B1 and Type C periprosthetic fractures of femur: a report on 12 patients. *Injury* 2007;38-6:725-33.
- 71. Buttaró MA, Farfalli G, Paredes Nunez M, Comba F, Piccaluga F.** Locking compression plate fixation of Vancouver type-B1 periprosthetic femoral fractures. *J Bone Joint Surg Am* 2007;89-9:1964-9.
- 72. Syed AA, Agarwal M, Giannoudis PV, Matthews SJ, Smith RM.** Distal femoral fractures: long-term outcome following stabilisation with the LISS. *Injury* 2004;35-6:599-607.
- 73. Singh JA, Lewallen DG.** Underlying diagnosis predicts patient-reported outcomes after revision total knee arthroplasty. *Rheumatology (Oxford)* 2014;53-2:361-6.
- 74. Singh SP, Bhalodiya HP.** Outcome and incidence of periprosthetic supracondylar femoral fractures in TKA. *Indian J Orthop* 2013;47-6:591-7.
- 75. Norrish AR, Jibri ZA, Hoggood P.** The LISS plate treatment of supracondylar fractures above a total knee replacement: a case-control study. *Acta Orthop Belg* 2009;75-5:642-8.
- 76. Meneghini RM, Keyes BJ, Reddy KK, Maar DC.** Modern retrograde intramedullary nails versus periarticular locked plates for supracondylar femur fractures after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014;29-7:1478-81.
- 77. Lizaur-Utrilla A, Miralles-Munoz FA, Sanz-Reig J.** Functional outcome of total knee arthroplasty after periprosthetic distal femoral fracture. *J Arthroplasty* 2013;28-9:1585-8.
- 78. Leino OK, Lempainen L, Virolainen P, Sarimo J, Polonen T, Makela KT.** Operative Results of Periprosthetic Fractures of The Distal Femur In A Single Academic Unit. *Scand J Surg* 2014.
- 79. Hoffmann MF, Jones CB, Sietsema DL, Koenig SJ, Tornetta P, 3rd.** Outcome of periprosthetic distal femoral fractures following knee arthroplasty. *Injury* 2012;43-7:1084-9.
- 80. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN.** Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res* 1989-248:13-4.
- 81. Leunig M, Hertel R, Siebenrock KA, Ballmer FT, Mast JW, Ganz R.** The evolution of indirect reduction techniques for the treatment of fractures. *Clin Orthop Relat Res* 2000-375:7-14.

- 82. Wagner M.** General principles for the clinical use of the LCP. *Injury* 2003;34 Suppl 2:B31-42.
- 83. Gautier E, Sommer C.** Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury* 2003;34 Suppl 2:B63-76.
- 84. McKibbin B.** The biology of fracture healing in long bones. *J Bone Joint Surg Br* 1978;60-B-2:150-62.
- 85. Wolter D, Jürgens C.** Winkelstabile Verbindungen bei Osteosyntheseimplantaten. *Trauma und Berufskrankheit* 2006;8-4:206-11.
- 86. Seide K, Morlock M, Schümann U, Wolter D.** Wirkprinzipien der winkelstabilen Platten-Schrauben-Verbindung bei Fixateur-interne-Osteosynthesen. *Trauma und Berufskrankheit* 1999;1-4:320-5.
- 87. Wagner M, Frigg R.** *AO manual of fracture management: internal fixators: concepts and cases using LCP/LISS*. Thieme, 2006.
- 88. Kaab MJ, Stockle U, Schutz M, Stefansky J, Perka C, Haas NP.** Stabilisation of periprosthetic fractures with angular stable internal fixation: a report of 13 cases. *Arch Orthop Trauma Surg* 2006;126-2:105-10.
- 89. Augat P, Simon U, Liedert A, Claes L.** Mechanics and mechano-biology of fracture healing in normal and osteoporotic bone. *Osteoporos Int* 2005;16 Suppl 2:S36-43.
- 90. Perren SM.** Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84-8:1093-110.
- 91. Gautier E, Ganz R.** [The biological plate osteosynthesis]. *Zentralbl Chir* 1994;119-8:564-72.
- 92. Henderson CE, Kuhl LL, Fitzpatrick DC, Marsh JL.** Locking plates for distal femur fractures: is there a problem with fracture healing? *J Orthop Trauma* 2011;25 Suppl 1:S8-14.
- 93. Claes L.** Biomechanical principles and mechanobiologic aspects of flexible and locked plating. *J Orthop Trauma* 2011;25 Suppl 1:S4-7.
- 94. Mardian S, Schaser KD, Duda GN, Heyland M.** Working length of locking plates determines interfragmentary movement in distal femur fractures under physiological loading. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2015.
- 95. Duda GN, Sporrer S, Sollmann M, Hoffmann JE, Kassi JP, Khodadadyan C, Raschke M.** Interfragmentary movements in the early phase of healing in distraction and correction osteotomies stabilized with ring fixators. *Langenbecks Arch Surg* 2003;387-11-12:433-40.
- 96. Hansmann C.** Eine neue Methode der Fixierung der Fragmente bei komplizierten Frakturen. *Verh Dtsch Ges Chir* 1886;15:134-7.
- 97. Wolter D, Schümann U, Seide K.** Universeller Titanfixateur interne. *Trauma und Berufskrankheit* 1999;1-4:307-19.
- 98. Wolter D.** Ein neues Plattenprinzip für die ventrale Spondylodese der Halswirbelsäule und für die dorsale Spondylodese nach Roy-Camille. *Hefte Unfallheilkd* 1985;174:390.

- 99.Schmal H, Strohm PC, Jaeger M, Sudkamp NP.** Flexible fixation and fracture healing: do locked plating 'internal fixators' resemble external fixators? *J Orthop Trauma* 2011;25 Suppl 1:S15-20.
- 100.Nassiri M, Macdonald B, O'Byrne JM.** Computational modelling of long bone fractures fixed with locking plates - How can the risk of implant failure be reduced? *J Orthop* 2013;10-1:29-37.
- 101.Rotne R, Bertollo N, Walsh W, Dhand NK, Voss K, Johnson KA.** Influence of plate-bone contact on cyclically loaded conically coupled locking plate failure. *Injury* 2014;45-3:515-21.
- 102.Ahmad M, Nanda R, Bajwa AS, Candal-Couto J, Green S, Hui AC.** Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? *Injury* 2007;38-3:358-64.
- 103.Tepic S, Perren S.** The biomechanics of the PC-Fix internal fixator. *Injury* 1995;26:B5-B10.
- 104.Tan SL, Balogh ZJ.** Indications and limitations of locked plating. *Injury* 2009;40-7:683-91.
- 105.Baumgaertel F, Buhl M, Rahn BA.** Fracture healing in biological plate osteosynthesis. *Injury* 1998;29 Suppl 3:C3-6.
- 106.El-Zayat BF, Efe T, Ruchholtz S, Khatib S, Timmesfeld N, Kruger A, Zettl R.** Mono- versus polyaxial locking plates in distal femur fractures - a biomechanical comparison of the Non-Contact-Bridging- (NCB) and the PERILOC-plate. *BMC Musculoskelet Disord* 2014;15:369.
- 107.Fulkerson E, Egol KA, Kubiak EN, Liporace F, Kummer FJ, Koval KJ.** Fixation of diaphyseal fractures with a segmental defect: a biomechanical comparison of locked and conventional plating techniques. *J Trauma* 2006;60-4:830-5.
- 108.Fulkerson E, Koval K, Preston CF, Iesaka K, Kummer FJ, Egol KA.** Fixation of periprosthetic femoral shaft fractures associated with cemented femoral stems: a biomechanical comparison of locked plating and conventional cable plates. *J Orthop Trauma* 2006;20-2:89-93.
- 109.Graham SM, Moazen M, Leonidou A, Tsiridis E.** Locking plate fixation for Vancouver B1 periprosthetic femoral fractures: a critical analysis of 135 cases. *J Orthop Sci* 2013;18-3:426-36.
- 110.Leonidou A, Moazen M, Lepetsos P, Graham SM, Macheras GA, Tsiridis E.** The biomechanical effect of bone quality and fracture topography on locking plate fixation in periprosthetic femoral fractures. *Injury* 2015;46-2:213-7.
- 111.Lenz M, Wahl D, Gueorguiev B, Jupiter JB, Perren SM.** Concept of variable angle locking-evolution and mechanical evaluation of a recent technology. *J Orthop Res* 2015.
- 112.Wahnert D, Schroder R, Schulze M, Westerhoff P, Raschke M, Stange R.** Biomechanical comparison of two angular stable plate constructions for periprosthetic femur fracture fixation. *Int Orthop* 2014;38-1:47-53.
- 113.Wilkens KJ, Curtiss S, Lee MA.** Polyaxial locking plate fixation in distal femur fractures: a biomechanical comparison. *J Orthop Trauma* 2008;22-9:624-8.
- 114.Niemeyer P, Sudkamp NP.** Principles and clinical application of the locking compression plate (LCP). *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2006;73-4:221-8.

- 115.Klein P, Schell H, Streitparth F, Heller M, Kassi JP, Kandziora F, Bragulla H, Haas NP, Duda GN.** The initial phase of fracture healing is specifically sensitive to mechanical conditions. *J Orthop Res* 2003;21-4:662-9.
- 116.Chen G, Schmutz B, Wullschlegler M, Pearcy MJ, Schuetz MA.** Computational investigations of mechanical failures of internal plate fixation. *Proc Inst Mech Eng H* 2010;224-1:119-26.
- 117.Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, Gachter A, Kuster MS.** Biomechanical testing of the LCP--how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury* 2003;34 Suppl 2:B11-9.
- 118.Woo SL, Lothringer KS, Akeson WH, Coutts RD, Woo YK, Simon BR, Gomez MA.** Less rigid internal fixation plates: historical perspectives and new concepts. *J Orthop Res* 1984;1-4:431-49.
- 119.Lenz M, Perren SM, Gueorguiev B, Hontzsch D, Windolf M.** Mechanical behavior of fixation components for periprosthetic fracture surgery. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2013;28-9-10:988-93.
- 120.Perren SM, Fernandez Dell'Oca A, Lenz M, Windolf M.** Cerclage, evolution and potential of a Cinderella technology. An overview with reference to periprosthetic fractures. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2011;78-3:190-9.
- 121.Lenz M, Perren SM, Richards RG, Muckley T, Hofmann GO, Gueorguiev B, Windolf M.** Biomechanical performance of different cable and wire cerclage configurations. *Int Orthop* 2013;37-1:125-30.
- 122.Zenni EJ, Jr., Pomeroy DL, Caudle RJ.** Ogden plate and other fixations for fractures complicating femoral endoprostheses. *Clin Orthop Relat Res* 1988-231:83-90.
- 123.Wahnert D, Lenz M, Schlegel U, Perren S, Windolf M.** Cerclage handling for improved fracture treatment. A biomechanical study on the twisting procedure. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2011;78-3:208-14.
- 124.Wilson JW, Rhinelander FW, Stewart CL.** Microvascular and histologic effect of circumferential wire on appositional bone growth in immature dogs. *J Orthop Res* 1985;3-4:412-7.
- 125.Windolf M, Perren SM.** Basic mechanobiology of bone healing. In: Babst R, Bavonratanavech S, Pesantez R, eds. *Minimally Invasive Plate Osteosyntheticis* second expanded ed. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 2012.
- 126.Bolliger Neto R, Rossi JD, Leivas TP.** Experimental determination of bone cortex holding power of orthopedic screw. *Rev Hosp Clin Fac Med Sao Paulo* 1999;54-6:181-6.
- 127.Berkowitz R, Njus G, Vrabec G.** Pullout strength of self-tapping screws inserted to different depths. *J Orthop Trauma* 2005;19-7:462-5.
- 128.Lenz M, Gueorguiev B, Joseph S, van der Pol B, Richards RG, Windolf M, Schwieger K, de Boer P.** Angulated locking plate in periprosthetic proximal femur fractures: biomechanical testing of a new prototype plate. *Arch Orthop Trauma Surg* 2012;132-10:1437-44.
- 129.Lenz M, Perren SM, Gueorguiev B, Richards RG, Hofmann GO, Fernandez dell'Oca A, Hontzsch D, Windolf M.** A biomechanical study on proximal plate fixation techniques in periprosthetic femur fractures. *Injury* 2014;45 Suppl 1:S71-5.

- 130.Schmotzer H, Tchejyan GH, Dall DM.** Surgical management of intra- and postoperative fractures of the femur about the tip of the stem in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1996;11-6:709-17.
- 131.Zdero R, Walker R, Waddell JP, Schemitsch EH.** Biomechanical evaluation of periprosthetic femoral fracture fixation. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90-5:1068-77.
- 132.Kobbe P, Klemm R, Reilmann H, Hockertz TJ.** Less invasive stabilisation system (LISS) for the treatment of periprosthetic femoral fractures: a 3-year follow-up. *Injury* 2008;39-4:472-9.
- 133.Dennis MG, Simon JA, Kummer FJ, Koval KJ, DiCesare PE.** Fixation of periprosthetic femoral shaft fractures occurring at the tip of the stem: a biomechanical study of 5 techniques. *J Arthroplasty* 2000;15-4:523-8.
- 134.Lever JP, Zdero R, Nousiainen MT, Waddell JP, Schemitsch EH.** The biomechanical analysis of three plating fixation systems for periprosthetic femoral fracture near the tip of a total hip arthroplasty. *J Orthop Surg Res* 2010;5:45.
- 135.Dumpies CW, Conrad T, Marintschev I, Hofmann GO.** [Locking attachment plate - first experience]. *Z Orthop Unfall* 2012;150-3:302-8.
- 136.Lenz M, Windolf M, Muckley T, Hofmann GO, Wagner M, Richards RG, Schwieger K, Gueorguiev B.** The locking attachment plate for proximal fixation of periprosthetic femur fractures--a biomechanical comparison of two techniques. *Int Orthop* 2012;36-9:1915-21.
- 137.Hoffmann MF, Burgers TA, Mason JJ, Williams BO, Sietsema DL, Jones CB.** Biomechanical evaluation of fracture fixation constructs using a variable-angle locked periprosthetic femur plate system. *Injury* 2014;45-7:1035-41.
- 138.Kampshoff J, Stoffel KK, Yates PJ, Erhardt JB, Kuster MS.** The treatment of periprosthetic fractures with locking plates: effect of drill and screw type on cement mantles: a biomechanical analysis. *Arch Orthop Trauma Surg* 2010;130-5:627-32.
- 139.Raschke MJ, Stange R, Kusters C.** [Treatment of periprosthetic and peri-implant fractures : modern plate osteosynthesis procedures]. *Unfallchirurg* 2012;115-11:1009-21.
- 140.Giesinger K, Ebnetter L, Day RE, Stoffel KK, Yates PJ, Kuster MS.** Can plate osteosynthesis of periprosthetic femoral fractures cause cement mantle failure around a stable hip stem? A biomechanical analysis. *J Arthroplasty* 2014;29-6:1308-12.
- 141.Phillips JR, Boulton C, Morac CG, Manktelov AR.** What is the financial cost of treating periprosthetic hip fractures? *Injury* 2011;42-2:146-9.
- 142.Parvizi J, Vegari DN.** Periprosthetic proximal femur fractures: current concepts. *J Orthop Trauma* 2011;25 Suppl 2:S77-81.
- 143.Kubiak EN, Haller JM, Kemper DD, Presson AP, Higgins TF, Horwitz DS.** Does the lateral plate need to overlap the stem to mitigate stress concentration when treating Vancouver C periprosthetic supracondylar femur fracture? *J Arthroplasty* 2015;30-1:104-8.
- 144.Wu ES, Cherian JJ, Kapadia BH, Banerjee S, Jauregui JJ, Mont MA.** Outcomes of post-operative periprosthetic femur fracture around total hip arthroplasty: a review. *Expert Rev Med Devices* 2014;1-12.

- 145.Pichard-Encina CP, Hungerford MW, Khanuja HS, Hungerford DS, Jones LC.** Total Hip Arthroplasty: Differences in Outcome Measures between Men and Women. *J Long Term Eff Med Implants* 2014;24-2-3:213-8.
- 146.Niikura T, Sakurai A, Oe K, Shibanuma N, Tsunoda M, Maruo A, Shoda E, Lee SY, Sakai Y, Kurosaka M.** Clinical and radiological results of locking plate fixation for periprosthetic femoral fractures around hip arthroplasties: a retrospective multi-center study. *J Orthop Sci* 2014.
- 147.Chao P, Conrad BP, Lewis DD, Horodyski M, Pozzi A.** Effect of plate working length on plate stiffness and cyclic fatigue life in a cadaveric femoral fracture gap model stabilized with a 12-hole 2.4 mm locking compression plate. *BMC Vet Res* 2013;9-1:125.
- 148.Horn C, Dobeles S, Vester H, Schaffler A, Lucke M, Stockle U.** Combination of interfragmentary screws and locking plates in distal meta-diaphyseal fractures of the tibia: a retrospective, single-centre pilot study. *Injury* 2011;42-10:1031-7.
- 149.Mardian S, Schaser KD, Gruner J, Scheel F, Perka C, Schwabe P.** Adequate surgical treatment of periprosthetic femoral fractures following hip arthroplasty does not correlate with functional outcome and quality of life. *Int Orthop* 2015.
- 150.Harris WH.** Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 1969;51-4:737-55.
- 151.Tarlov AR, Ware JE, Jr., Greenfield S, Nelson EC, Perrin E, Zubkoff M.** The Medical Outcomes Study. An application of methods for monitoring the results of medical care. *Jama* 1989;262-7:925-30.
- 152.Stucki G, Meier D, Stucki S, Michel BA, Tyndall AG, Dick W, Theiler R.** [Evaluation of a German version of WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) Arthrosis Index]. *Z Rheumatol* 1996;55-1:40-9.
- 153.Saklad M.** Grading of patients for surgical procedures. *Anesthesiology* 1941;2:281-4.
- 154.Sathiyakumar V, Molina CS, Thakore RV, Obremskey WT, Sethi MK.** ASA Score as a Predictor of 30-Day Perioperative Readmission in Patients with Orthopaedic Trauma Injuries: A NSQIP Analysis. *J Orthop Trauma* 2014.
- 155.van den Belt L, van Essen P, Heesterbeek PJ, Defoort KC.** Predictive factors of length of hospital stay after primary total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2014.
- 156.Agarwal S, Sharma RK, Jain JK.** Periprosthetic fractures after total knee arthroplasty. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2014;22-1:24-9.
- 157.Meek RM, Norwood T, Smith R, Brenkel IJ, Howie CR.** The risk of peri-prosthetic fracture after primary and revision total hip and knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2011;93-1:96-101.
- 158.Fulkerson E, Tejwani N, Stuchin S, Egol K.** Management of periprosthetic femur fractures with a first generation locking plate. *Injury* 2007;38-8:965-72.
- 159.Gondalia V, Choi DH, Lee SC, Nam CH, Hwang BH, Ahn HS, Ong AC, Park HY, Jung KA.** Periprosthetic supracondylar femoral fractures following total knee arthroplasty: clinical comparison

and related complications of the femur plate system and retrograde-inserted supracondylar nail. *J Orthop Traumatol* 2014;15-3:201-7.

160.Lee SS, Lim SJ, Moon YW, Seo JG. Outcomes of long retrograde intramedullary nailing for periprosthetic supracondylar femoral fractures following total knee arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 2014;134-1:47-52.

161.Dobele S, Gardner M, Schroter S, Hontzsch D, Stockle U, Freude T. DLS 5.0--the biomechanical effects of dynamic locking screws. *PLoS One* 2014;9-4:e91933.

162.Schell H, Epari DR, Kassi JP, Bragulla H, Bail HJ, Duda GN. The course of bone healing is influenced by the initial shear fixation stability. *J Orthop Res* 2005;23-5:1022-8.

163.Wolf S, Janousek A, Pfeil J, Veith W, Haas F, Duda G, Claes L. The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteotomies fixed by flexible external fixation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1998;13-4-5:359-64.

164.Steiner M, Claes L, Ignatius A, Simon U, Wehner T. Numerical simulation of callus healing for optimization of fracture fixation stiffness. *PLoS One* 2014;9-7:e101370.

165.Plecko M, Lagerpusch N, Pegel B, Andermatt D, Frigg R, Koch R, Sidler M, Kronen P, Klein K, Nuss K, Gedet P, Burki A, Ferguson SJ, Stoeckle U, Auer JA, von Rechenberg B. The influence of different osteosynthesis configurations with locking compression plates (LCP) on stability and fracture healing after an oblique 45 degrees angle osteotomy. *Injury* 2012;43-7:1041-51.

166.Dobele S, Horn C, Eichhorn S, Buchholtz A, Lenich A, Burgkart R, Nussler AK, Lucke M, Andermatt D, Koch R, Stockle U. The dynamic locking screw (DLS) can increase interfragmentary motion on the near cortex of locked plating constructs by reducing the axial stiffness. *Langenbecks Arch Surg* 2010;395-4:421-8.

167.Ehlinger M, Ducrot G, Adam P, Bonnomet F. Distal femur fractures. Surgical techniques and a review of the literature. *Orthop Traumatol Surg Res* 2013;99-3:353-60.

168.Wahnert D, Schliemann B, Raschke MJ, Kisters C. [Treatment of periprosthetic fractures : new concepts in operative treatment]. *Orthopade* 2014;43-4:306-13.

169.Gwinner C, Mardian S, Droge T, Schulze M, Raschke MJ, Stange R. Bicortical screw fixation provides superior biomechanical stability but devastating failure modes in periprosthetic femur fracture care using locking plates. *Int Orthop* 2015.

170.Ruchholtz S, El-Zayat B, Kreslo D, Bucking B, Lewan U, Kruger A, Zettl R. Less invasive polyaxial locking plate fixation in periprosthetic and peri-implant fractures of the femur--a prospective study of 41 patients. *Injury* 2013;44-2:239-48.

171.Hoffmann MF, Jones CB, Sietsema DL, Tornetta III P, Koenig SJ. Clinical outcomes of locked plating of distal femoral fractures in a retrospective cohort. *Journal of orthopaedic surgery and research* 2013;8-1:43.

172.Mardian S, Schaser KD, Scheel F, Gruner J, Schwabe P. Quality of Life and Functional Outcome of Periprosthetic Fractures around the Knee Following Knee Arthroplasty. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2015;82-2:113-8.

- 173.Froberg L, Troelsen A, Brix M.** Periprosthetic Vancouver type B1 and C fractures treated by locking-plate osteosynthesis: fracture union and reoperations in 60 consecutive fractures. *Acta Orthop* 2012;83-6:648-52.
- 174.Kurth BM, Ellert U.** The SF-36 questionnaire and its usefulness in population studies: results of the German Health Interview and Examination Survey 1998. *Soz Praventivmed* 2002;47-4:266-77.
- 175.Nowak M, Kusz D, Kaminski J.** Evaluation of treatment outcomes of periprosthetic femoral fractures after hip replacement surgery. *Ortop Traumatol Rehabil* 2014;16-2:119-28.
- 176.Lindahl H, Malchau H, Oden A, Garellick G.** Risk factors for failure after treatment of a periprosthetic fracture of the femur. *J Bone Joint Surg Br* 2006;88-1:26-30.
- 177.Whitmore RG, Stephen JH, Vernick C, Campbell PG, Yadla S, Ghobrial GM, Maltenfort MG, Ratliff JK.** ASA grade and Charlson Comorbidity Index of spinal surgery patients: correlation with complications and societal costs. *Spine J* 2014;14-1:31-8.
- 178.de Thomasson E, Caux I, Guingand O, Terracher R, Mazel C.** Total hip arthroplasty for osteoarthritis in patients aged 80 years or older: influence of co-morbidities on final outcome. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95-4:249-53.
- 179.Ringdal KG, Skaga NO, Steen PA, Hestnes M, Laake P, Jones JM, Lossius HM.** Classification of comorbidity in trauma: the reliability of pre-injury ASA physical status classification. *Injury* 2013;44-1:29-35.
- 180.Beloosesky Y, Weiss A, Grinblat J, Brill S, Hershkovitz A.** Can functional status, after rehabilitation, independently predict long-term mortality of hip-fractured elderly patients? *Aging Clin Exp Res* 2004;16-1:44-8.
- 181.Charlson M, Szatrowski TP, Peterson J, Gold J.** Validation of a combined comorbidity index. *J Clin Epidemiol* 1994;47-11:1245-51.
- 182.Charlson ME, Pompei P, Ales KL, MacKenzie CR.** A new method of classifying prognostic comorbidity in longitudinal studies: development and validation. *J Chronic Dis* 1987;40-5:373-83.
- 183.Lim JB, Chou AC, Yeo W, Lo NN, Chia SL, Chin PL, Tay DK, Yeo SJ.** Comparison of patient quality of life scores and satisfaction after common orthopedic surgical interventions. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2015.
- 184.Gromov K, Greene ME, Sillesen NH, Troelsen A, Malchau H.** Regional Differences Between US and Europe in Radiological Osteoarthritis and Self Assessed Quality of Life in Patients Undergoing Total Hip Arthroplasty Surgery. *J Arthroplasty* 2014.
- 185.Zampelis V, Ornstein E, Franzen H, Atroshi I.** A simple visual analog scale for pain is as responsive as the WOMAC, the SF-36, and the EQ-5D in measuring outcomes of revision hip arthroplasty. *Acta Orthop* 2014;85-2:128-32.
- 186.Muller M, Toussaint R, Kohlmann T.** [Total hip and knee arthroplasty : Results of outpatient orthopedic rehabilitation]. *Orthopade* 2015;44-3:203-11.
- 187.Burger W, Dietsche S, Morfeld M, Koch U.** [Outpatient and inpatient orthopaedic rehabilitation--results of a study comparing outcome and costs]. *Rehabilitation (Stuttg)* 2002;41-2-3:92-102.

- 188.Paunescu F, Didilescu A, Antonescu DM.** Does physiotherapy contribute to the improvement of functional results and of quality of life after primary total hip arthroplasty? *Maedica (Buchar)* 2014;9-1:49-55.
- 189.Buecking B, Bohl K, Eschbach D, Bliemel C, Aigner R, Balzer-Geldsetzer M, Dodel R, Ruchholtz S, Debus F.** Factors influencing the progress of mobilization in hip fracture patients during the early postsurgical period?-A prospective observational study. *Arch Gerontol Geriatr* 2015;60-3:457-63.
- 190.Laflamme GY, Rouleau DM, Leduc S, Roy L, Beaumont E.** The Timed Up and Go test is an early predictor of functional outcome after hemiarthroplasty for femoral neck fracture. *J Bone Joint Surg Am* 2012;94-13:1175-9.
- 191.Xue H, Tu Y, Cai M, Yang A.** Locking compression plate and cerclage band for type B1 periprosthetic femoral fractures preliminary results at average 30-month follow-up. *J Arthroplasty* 2011;26-3:467-71 e1.
- 192.Kanabar P, Kumar V, Owen PJ, Rushton N.** Less invasive stabilisation system plating for distal femoral fractures. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2007;15-3:299-302.
- 193.Moazen M, Jones AC, Jin Z, Wilcox RK, Tsiridis E.** Periprosthetic fracture fixation of the femur following total hip arthroplasty: A review of biomechanical testing. *Clinical Biomechanics* 2011;26-1:13-22.
- 194.Moazen M, Mak JH, Etchels LW, Jin Z, Wilcox RK, Jones AC, Tsiridis E.** Periprosthetic femoral fracture--a biomechanical comparison between Vancouver type B1 and B2 fixation methods. *J Arthroplasty* 2014;29-3:495-500.
- 195.Erhardt JB, Grob K, Roderer G, Hoffmann A, Forster TN, Kuster MS.** Treatment of periprosthetic femur fractures with the non-contact bridging plate: a new angular stable implant. *Arch Orthop Trauma Surg* 2008;128-4:409-16.
- 196.Benli S, Aksoy S, Havitcioglu H, Kucuk M.** Evaluation of bone plate with low-stiffness material in terms of stress distribution. *J Biomech* 2008;41-15:3229-35.
- 197.Wullschlegel ME.** Effect of surgical approach on bone vascularisation, fracture and soft tissue healing: comparison of less invasive to open approach. 2010.
- 198.Anitha D, Das De S, Sun KK, Doshi HK, Lee T.** Improving stability of locking compression plates through a design modification: a computational investigation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2013.
- 199.Ehlinger M, Czekaj J, Adam P, Brinkert D, Ducrot G, Bonnomet F.** Minimally invasive fixation of type B and C interprosthetic femoral fractures. *Orthop Traumatol Surg Res* 2013;99-5:563-9.
- 200.Hoffmann MF, Jones CB, Sietsema DL, Tornetta P, 3rd, Koenig SJ.** Clinical outcomes of locked plating of distal femoral fractures in a retrospective cohort. *J Orthop Surg Res* 2013;8:43.
- 201.Lee CH, Shih KS, Hsu CC, Cho T.** Simulation-based particle swarm optimization and mechanical validation of screw position and number for the fixation stability of a femoral locking compression plate. *Med Eng Phys* 2014;36-1:57-64.

- 202.Henderson CE, Lujan TJ, Kuhl LL, Bottlang M, Fitzpatrick DC, Marsh JL.** 2010 Mid-America Orthopaedic Association Physician in Training Award: Healing Complications Are Common After Locked Plating for Distal Femur Fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2011;469-6:1757-65.
- 203.Bottlang M, Doornink J, Lujan TJ, Fitzpatrick DC, Marsh JL, Augat P, von Rechenberg B, Lesser M, Madey SM.** Effects of construct stiffness on healing of fractures stabilized with locking plates. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92 Suppl 2:12-22.
- 204.Goodship AE, Kenwright J.** The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br* 1985;67-4:650-5.
- 205.Claes LE, Wilke HJ, Augat P, Rubenacker S, Margevicius KJ.** Effect of dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1995;10-5:227-34.
- 206.Epari DR, Duda GN, Thompson MS.** Mechanobiology of bone healing and regeneration: in vivo models. *Proc Inst Mech Eng H* 2010;224-12:1543-53.
- 207.Miramini S, Zhang L, Richardson M, Pirpiris M, Mendis P, Oloyede K, Edwards G.** Computational simulation of the early stage of bone healing under different configurations of locking compression plates. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2015;18-8:900-13.
- 208.Augat P, Burger J, Schorlemmer S, Henke T, Peraus M, Claes L.** Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. *J Orthop Res* 2003;21-6:1011-7.
- 209.Steiner M, Claes L, Ignatius A, Simon U, Wehner T.** Disadvantages of interfragmentary shear on fracture healing--mechanical insights through numerical simulation. *J Orthop Res* 2014;32-7:865-72.
- 210.Lujan TJ, Henderson CE, Madey SM, Fitzpatrick DC, Marsh JL, Bottlang M.** Locked plating of distal femur fractures leads to inconsistent and asymmetric callus formation. *J Orthop Trauma* 2010;24-3:156-62.
- 211.Plecko M, Lagerpusch N, Andermatt D, Frigg R, Koch R, Sidler M, Kronen P, Klein K, Nuss K, Burki A, Ferguson SJ, Stoeckle U, Auer JA, von Rechenberg B.** The dynamisation of locking plate osteosynthesis by means of dynamic locking screws (DLS)-an experimental study in sheep. *Injury* 2013;44-10:1346-57.
- 212.Stevens CT, ten Duis HJ.** Plate osteosynthesis of simple forearm fractures: LCP versus DC plates. *Acta Orthop Belg* 2008;74-2:180-3.
- 213.Mardian S, Schmolz W, Schaser KD, Duda GN, Heyland M.** Interfragmentary lag screw fixation in locking plate constructs increases stiffness in simple fracture patterns. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2015.
- 214.Epari DR, Kassi JP, Schell H, Duda GN.** Timely fracture-healing requires optimization of axial fixation stability. *J Bone Joint Surg Am* 2007;89-7:1575-85.
- 215.Cottom JM, Rigby RB.** Biomechanical comparison of a locking plate with intraplate compression screw versus locking plate with plantar interfragmentary screw for Lapidus arthrodesis: a cadaveric study. *J Foot Ankle Surg* 2013;52-3:339-42.

8 Anhang

8.1 Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h.c. Norbert P. Haas, Direktor des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie der Charité – Universitätsmedizin Berlin, in dessen Klinik und Forschungseinrichtungen ich die klinische sowie experimentellen Studien durchführen durfte. Ich danke ihm besonders und herzlich für seine unermüdliche und vielfältige Unterstützung, das in mich gesetzte Vertrauen und das Gewähren von zeitlichen Freiräumen zur Durchführung meiner Forschungsvorhaben.

Außerdem möchte ich mich zutiefst bei Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Klaus-Dieter Schaser bedanken, dessen zielstrebige, geradlinige und analytische Art meine Arbeit maßgeblich beeinflusst und geprägt hat, sowohl im wissenschaftlichen aber vor allem auch im klinischen Bereich. Seine nie endende Unterstützung zu jeder Tages- und Nachtzeit hat ausschlaggebend zum Erfolg meiner wissenschaftlichen und chirurgischen Arbeit beigetragen. Ich bedanke mich ganz herzlich für sein in mich und meine Ideen gesetztes Vertrauen und seine Hilfsbereitschaft in der kritischen Auseinandersetzung mit klinischen und wissenschaftlichen Fragestellungen.

Mein Dank gilt auch Herrn Univ.-Prof. Dr. Georg N. Duda, Direktor des Julius Wolff Instituts für Biomechanik und Muskuloskeletale Regeneration, für die Unterstützung und die uneingeschränkte Möglichkeit meine biomechanischen Fragestellungen zu bearbeiten. Bedanken möchte ich mich bei allen Mitarbeitern des Julius Wolff Institutes, insbesondere bei Herrn Dipl.-Ing. Mark Heyland, ohne dessen Hilfe die biomechanischen Aspekte dieser Arbeit nicht zustande gekommen wären.

Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Philipp Schwabe möchte ich ganz herzlich für seine tatkräftige Unterstützung bei der Planung, Durchführung und Auswertung meiner Arbeiten sowie bei der nie endenden Unterstützung im klinischen Alltag, danken. Seine konstruktive Kritik und kritische Analysen haben maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Ferner gilt mein Dank Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Georg Matziolis, unter dessen Anleitung meine Forschungsarbeiten durchgeführt wurden und der mein Interesse an wissenschaftlichen Fragestellungen stets gefordert und gefördert hat.

Außerdem möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Lothar Rudig bedanken. Unter ihm durfte ich meine ersten Jahre als junger Assistenzarzt verbringen. Er war es, der mich in meiner klinischen Ausbildung stets tatkräftig unterstützt und dadurch die Basis für meine chirurgische Arbeit gelegt hat. Ohne seine väterliche Lenkung wäre mir der Schritt hin zur wissenschaftlichen Tätigkeit nicht gelungen.

Ferner gilt mein Dank und meine höchste Anerkennung allen ehemaligen und noch tätigen Doktoranden, Frau Pia Hinz, Frau Johanna Gruner, Frau Franziska Scheel, Frau Fanny Siegmund, Herrn Felix Landmann und Herrn Silvan Wittenberg für die Leidenschaft und aufgebrauchte Zeit, die sie in die Durchführung der klinischen Untersuchungen investiert haben.

Danken möchte ich außerdem allen Kolleginnen und Kollegen des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie für die geleistete Unterstützung.

Mein allergrößter Dank gilt meiner Familie – meiner Ehefrau Melanie und meinem Sohn Noah. Ohne eure tatkräftige und nie endende Unterstützung, euer Vertrauen und euer Verständnis für meine Arbeit wäre mir dies nie gelungen!

8.2 Eidesstattliche Erklärung

§ 4 Abs. 3 (k) der HabOMed der Charité

Hiermit erkläre ich, dass

- weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wurde,
- die vorgelegte Habilitationsschrift ohne fremde Hilfe verfasst, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlern/Wissenschaftlerinnen und mit technischen Hilfskräften sowie die verwendete Literatur vollständig in der Habilitationsschrift angegeben wurden,
- mir die geltende Habilitationsordnung bekannt ist.

Ich erkläre ferner, dass mir die Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis bekannt ist und ich mich zur Einhaltung dieser Satzung verpflichte.

.....

Datum

.....

Dr. med. Sven Märdian