AUS DER

KLINIK FÜR ALLGEMEINE, UNFALL- UND WIEDERHERSTELLUNGSCHIRURGIE DER

LUDWIG-MAXIMILIANS-UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Direktor: Prof. Dr. med. Wolfgang Böcker

Ganganalysestudie zum Vergleich der postoperativen Belastung nach operativer Versorgung von proximalen Femurfrakturen bei alterstraumatologischen Patienten

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Chiara Grabmann

aus

Gräfelfing

München, 2021

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	PD Dr. Carl Neuerburg
Mitberichterstatter:	PD Dr. Eduard Kraft PD Dr. Stefan Grote
Dekan:	Prof. Dr. med. Thomas Gudermann
Tag der mündlichen Prüfung:	15.12.2021

Meinen Großeltern

Adelheid und Klaus

Meinen Eltern

Christine und Stefan

Und meinen Brüdern

Fabian und Valentin

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung 4

2. Grundlagen zu proximalen Femurfrakturen 5

2.1. Ätiologie 5

2.2. Einteilung der Frakturarten 6

2.3. Proximale Femurfrakturen bei älteren Patienten 10

3. Therapieoptionen bei proximalen Femurfrakturen 10

3.1. Konservatives Verfahren 13

3.2. Operative Verfahren 13

3.2.1. Osteosynthetische Verfahren 14

3.2.1.1. Proximaler Femurnagel Antirotation 15

3.2.1.2. Dynamische Hüftschraube 17

3.2.2. Endoprothetische Verfahren 19

3.2.2.1. Hemiendoprothese 20

3.2.2.2. Totalendoprothese 22

3.2.3. Vergleich beider Operationsverfahren 24

3.3. Postoperatives Management 25

3.3.1. Schmerzmedikationsschema 26

3.3.1. Mobilisation 29

4. Ganganalyse als Analyseinstrument 29

5. Zielsetzung der Studie 32

6. Material und Methoden 33

6.1. Studiendesign 33

6.2. Ein- und Ausschlusskriterien ... 34
6.3. Sensorsohlen und Software ... 36
6.4. Vorgehen am Patienten ... 39
6.4.1. Ganganalyse ... 39
6.4.2. Mobilität und Alltagsfähigkeit ... 40
6.4.3. Schmerzen ... 42
6.5. Auswertung mit der loadsol® App ... 42
6.5.1. Gemessene Parameter ... 43
6.5.2. Berechnete Parameter ... 44
7. Statistische Analyse ... 45
7.1. Poweranalyse ... 45
7.2. Auswertung der Ergebnisse ... 45
8. Ergebnisse ... 46
8.1. Ergebnisse der Ganganalyse ... 47
8.2. Ergebnisse der Mobilität und Alltagsfähigkeit ... 51
8.3. Ergebnisse der Schmerz-Analyse ... 52
9. Diskussion ... 53
9.1. Ergebnisse der Ganganalyse ... 53
9.2. Ergebnisse der Scores ... 56
9.3. Studiendesign ... 57
9.4. Schwächen der Studie ... 58
9.5. Stärken der Studie ... 60
10. Zusammenfassung und Ausblick auf folgende Studien ... 61
11. Veröffentlichungen ... 63
12. Graphical Abstract ... 64

Abkürzungsverzeichnis.....65

Abbildungsverzeichnis 67

Tabellenverzeichnis 70

Literaturverzeichnis 71

Anhang.....83

Eidesstattliche Versicherung 84

Lebenslauf..... Fehler! Textmarke nicht definiert.

Messgenauigkeit.....85

1. Einleitung

Frakturen im Bereich des proximalen Femurs gehören, mit steigender Tendenz, zu den häufigsten Frakturarten des Menschen. Weltweit lag die Zahl der Patienten mit Hüftfrakturen 1990 noch bei 1,7 Millionen Fällen pro Jahr, für das Jahr 2050 wird die Zahl auf 6,3 Millionen Fälle pro Jahr geschätzt (1). Die steigende Inzidenz ist zu einem großen Teil auf den demographischen Wandel, hin zu einer immer älter werdenden Bevölkerung, zurückzuführen. Gerade ältere Patienten sind von Frakturen in diesem Bereich betroffen. Im Rahmen von Stürzen stellt die Trochanterregion eine exponierte Lage mit geringer Weichteildeckung dar, die in Kombination mit einer verminderten Knochenstabilität, besonders anfällig für Frakturen ist (2). Die Inzidenz von Hüftfrakturen steigt in Abhängigkeit des Lebensalters der Patienten. 91 % der Patienten sind 65 Jahre oder älter, ca. 34 % sind über 85 Jahre alt (2). Hinzu kommt, dass bei älteren Patienten in vielen Fällen nicht nur die Fraktur an sich, sondern häufig diverse Komorbiditäten zusätzlich eine Behandlung erforderlich machen und das Outcome der Patienten mit beeinflussen. Durch die Begleiterkrankungen erhöht sich das Risiko für das Auftreten postoperativer Komplikationen. Diese gehören zu den Hauptgründen dafür, dass Hüftfrakturen, trotz der optimierten Versorgungstechniken, immer noch eine verhältnismäßig schlechte Prognose haben (3) (4).

Für ein gutes Outcome ist die Mobilisierung ein wichtiger Faktor bei der Behandlung älterer Patienten. Mobilität bedeutet Selbstständigkeit und Lebensqualität, Ziel der Behandlung muss es daher sein, die vor der Fraktur bestandene Lebensqualität und Selbstständigkeit der Patienten bestmöglich wiederherzustellen (5,6). Im Alter gehören Mobilitätseinschränkungen bis hin zum vollständigen Verlust zu den größten Risikofaktoren für Hilfsbedürftigkeit (7). Zum einen wird durch Immobilität das Risiko für das Auftreten postoperativer Komplikationen, wie Pneumonien, Harnwegsinfekten, Druckulcera und thromboembolischen Ereignissen, deutlich gesteigert (8) (9). Zum anderen hat eine Studie von Siu et al. gezeigt, dass Immobilisation zu Funktionsverlusten nach zwei und einer erhöhten Mortalität nach sechs Monaten führt (10). Heinonen et al. haben außerdem gezeigt, dass die Fähigkeit zu Laufen und sich Auf- und Hinzusetzen in der frühen postoperativen Phase ein wichtiger Prädiktor für die ein-Jahres-

Mortalität ist (11). Die frühe Mobilisation spielt daher bei Patienten im fortgeschrittenen Alter eine große Rolle. Gerade weniger aktive, ältere Patienten profitieren von einer frühen Vollbelastung, im Gegensatz zu Therapien mit anschließenden Belastungseinschränkungen, die zu einem irreversiblen Funktionsverlust führen können (8).

Eine erfolgreiche frühe Vollbelastung setzt zum einen eine belastungsstabile Versorgung der Fraktur voraus, zum anderen eine entsprechend betreute, suffiziente Mobilisierung in der frühen postoperativen Phase (12). Bisher gibt es wenig Möglichkeiten den Behandlungserfolg direkt zu kontrollieren, da im klinischen Alltag keine gängige Messmethode zur Ermittlung der Belastung existiert.

Die Verwendung von fest integrierten Druckmessplatten oder Laufbändern mit eingebauten Kraftsensoren ist eine etablierte Methode im Rahmen der Ganganalyse. Vorrausetzung hierfür ist jedoch die Durchführung der Messung in entsprechenden Forschungseinrichtungen. Eine standortungebundene Variante ist die Weiterentwicklung dieser Technik in Form von kabellosen Sensorsohlen mit integrierten Kraftsensoren. Diese ermöglichen das Messen von Kräften im Stand und bei Bewegung und können unabhängig von Forschungslaboren eingesetzt werden. Dadurch bieten sie eine neue, flexibel einsetzbare Methode zur Überprüfung der Belastung nach Operationen im klinischen Alltag.

2. Grundlagen zu proximalen Femurfrakturen

2.1. Ätiologie

In der Ätiologie proximaler Femurfrakturen gibt es abhängig vom Alter der Patienten Unterschiede, in der Mehrzahl der Fälle betrifft die Fraktur ältere Patienten. Bei jüngeren Patienten treten Hüftfrakturen in den meisten Fällen im Rahmen eines hochenergetischen Traumas mit axialer Stauchung des Oberschenkels, beispielsweise eines Verkehrsunfalls, auf

(13). Anders bei älteren Patienten, bei denen meist ein niederenergetisches Trauma, beispielsweise ein Sturz aus niedriger Höhe auf die Trochanterregion, der Grund für die Fraktur ist (14) (15) (16). Weitere Ursachen sind eine forcierte Außenrotation, wie z.B. beim Stolpern über einen Teppich, in Kombination mit einer verminderten Knochensubstanz, oder als Folge einer chronischen Überlastung des Knochens bei Vorliegen einer Osteoporose und einer Varusstellung des Schenkelhalses (5) (6).

Der Verlust an Stabilität im Knochen kann unterschiedliche Ursachen haben, einer der Hauptfaktoren beim älteren Patienten ist die Osteoporose. Sie ist definiert als systemische Skeletterkrankungen, die durch eine verminderte Knochenmasse und mikroarchitektonische Verschlechterung des Knochengewebes, mit einem daraus resultierenden Anstieg der Fragilität des Knochens und einer erhöhten Frakturneigung, charakterisiert ist. Sind als Folge einer Osteoporose bereits Frakturen aufgetreten, spricht man von einer manifesten Osteoporose (17). Zu den weiteren knochenbezogenen Ursachen, die zu einer erhöhten Frakturwahrscheinlichkeit führen, gehören eine erhöhte Knochenumbaurate, Rauchen, mangelnde körperliche Aktivität, generelle Inaktivität, ein Hormonmangel, insbesondere an Östrogen und Mangelernährung (18) (16) (19) (20). Hinzu kommen weitere Faktoren wie Muskelschwäche, Geh- oder Koordinationsstörungen, neurologische, bzw. kardiovaskuläre Erkrankungen, Sehstörungen und der Einfluss von Medikamenten, wie beispielsweise Sedativa, Antikonvulsiva, Diuretika oder Antihypertensiva, die das Sturz- und Verletzungsrisiko erhöhen (18) (21) (22) (5). Aus diesen Gründen sollte bei älteren Patienten grundsätzlich das Sturz- und Frakturrisiko sorgfältig abgeschätzt werden und im Falle eines erhöhten Risikos eine multimodale Prophylaxe eingeleitet werden, um das durch die Umgebung einwirkende Risiko für Frakturen bestmöglich zu reduzieren.

2.2. Einteilung der Frakturarten

Zu den proximalen Femurfrakturen zählen gemäß WHO Schenkelhalsfrakturen, pertrochantäre Frakturen und subtrochantäre Frakturen. Die Einteilung erfolgt nach der genauen Lokalisation der Fraktur auf Grundlage der bildgebenden Diagnostik, in der Regel in

Form einer Beckenübersichtsaufnahme zum Vergleich mit der Gegenseite und im Idealfall einer weiteren Aufnahme des betroffenen Hüftgelenks im lateralen Strahlengang, in der sog. „Lauensteinaufnahme“, die jedoch schmerzbedingt von den meisten Patienten nicht toleriert wird. Im Falle komplexer Frakturen oder wenn die konventionelle Bildgebung für die Beurteilung der Fraktur nicht ausreicht, kann eine Schnittbildgebung in Form einer Computertomografie (CT) angeschlossen werden. Fakultativ kann ein MRT durchgeführt werden, bei Vorliegen der typischen Klinik ohne radiologischen Nachweis einer Fraktur und persistierender Beschwerden. Die bildgebende Diagnostik sollte zügig, ohne Zeitverlust nach Aufnahme der Patienten erfolgen, um eine rasche Therapieentscheidung und entsprechende Behandlung zu ermöglichen (5,6).

Bei den Schenkelhalsfrakturen verläuft die Fraktur in der Übergangszone zwischen Femurschaft und Femurkopf. Es gibt eine Vielzahl an Möglichkeiten der genaueren Einteilung. Die Klassifikationen nach Garden, zur Abschätzung des Risikos einer Perfusionsstörung des Femurkopfes und nach Pauwels, zur Abschätzung des Dislokationsrisikos des Femurkopfes, sind am weitesten verbreitet. Daneben besteht noch die Einteilung nach der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) aufgrund der genauen Lokalisation und Dislokation der Fraktur. In der Literatur wird inzwischen häufig auch vereinfacht zwischen „Non-displaced“ und „Displaced“, also „nicht disloziert“, entspricht Garden I und II und „disloziert“, entspricht Garden III und IV, unterschieden, da sich hauptsächlich hieraus die therapeutischen Konsequenzen ergeben (5).

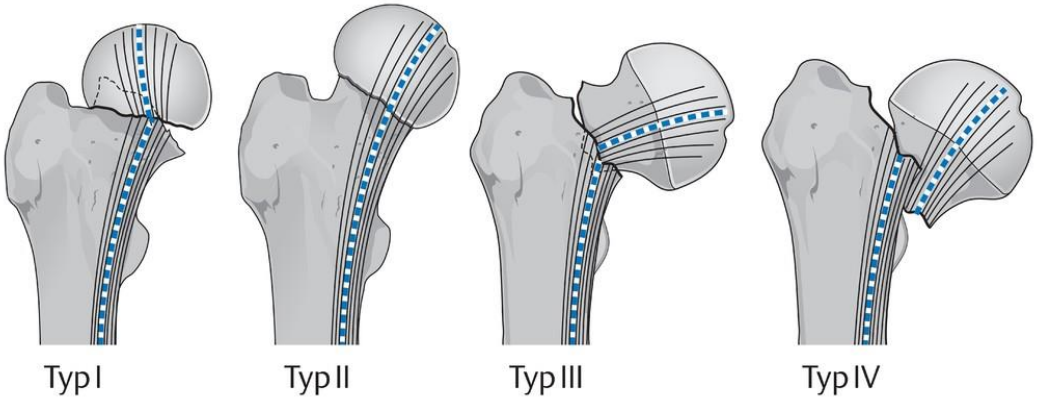


Abbildung 1 Klassifikation nach Garden (Typ 1-4), „Alterstraumatologie" – Ruchholtz S. et al., Georg Thieme Verlag 2016 (23)

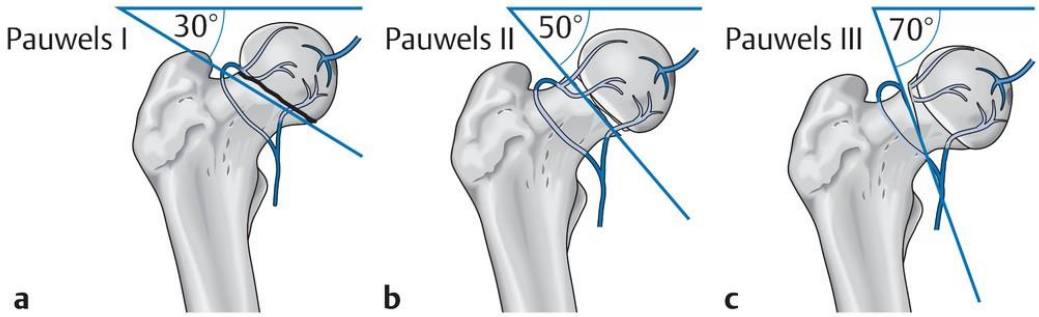


Abbildung 2 Klassifikation nach Pauwels (Typ 1-3), „Alterstraumatologie" – Ruchholtz S. et al., Georg Thieme Verlag 2016 (23)

Pertrochantäre Femurfrakturen verlaufen in der Trochanterregion und werden laut Empfehlung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie (DGU) nach der Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) nach Müller und Nazarian, deren Einteilung sich auf die Beteiligung der medialen und lateralen Kotrikalis bezieht, eingeteilt (6). Daneben existiert noch die Einteilung nach Evans-Jensen, in stabil, bzw. instabil und nach der Anzahl der Fragmente.

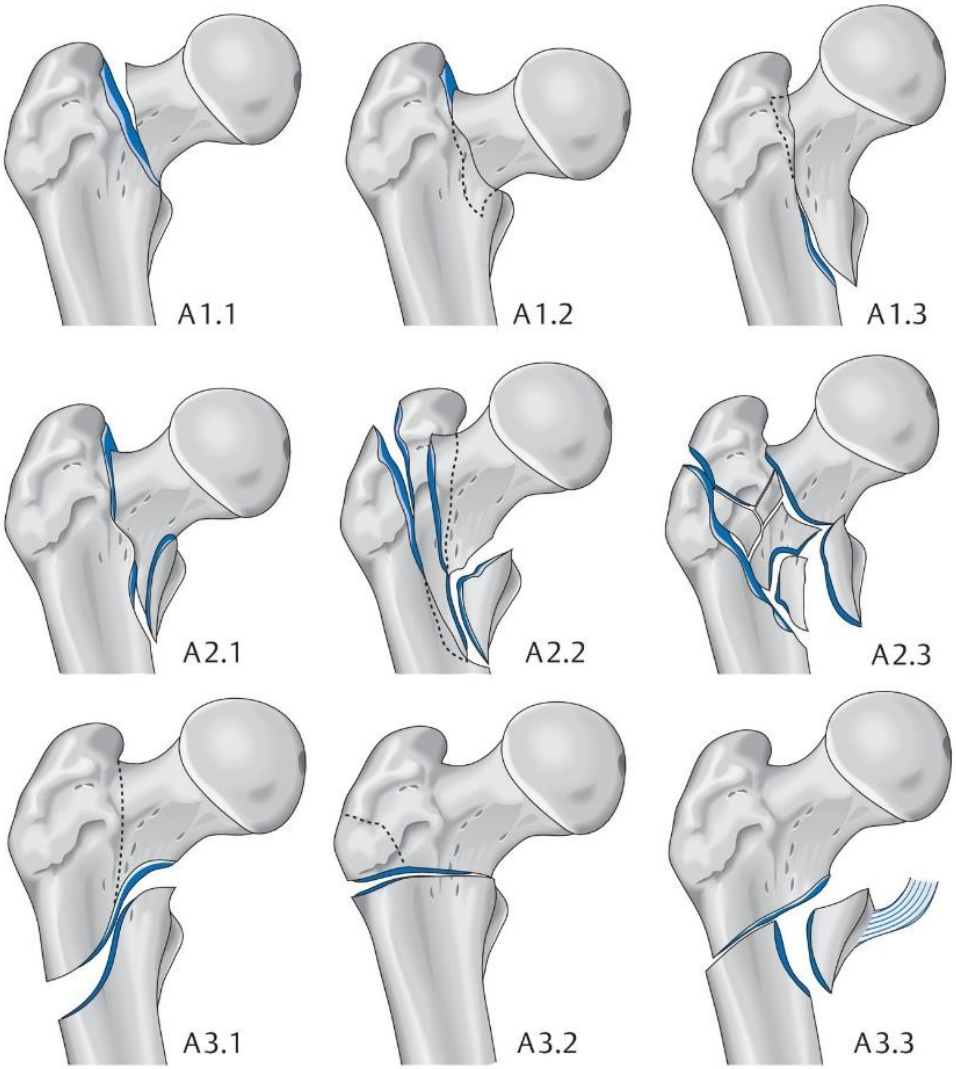


Abbildung 3 AO-Klassifikation, A1-A2 pertrochantäre Femurfraktur, A3 subtrochantäre Femurfraktur, „Alterstraumatologie“ – Ruchholtz S. et al., Georg Thieme Verlag 2016 (23)

Subtrochantäre Femurfrakturen verlaufen unterhalb der Trochanterregion und werden ebenfalls nach der AO-Klassifikation oder der Seinsheimer-Klassifikation eingeteilt (23).

2.3. Proximale Femurfrakturen bei älteren Patienten

Bei älteren Patienten liegen zusätzlich zur Fraktur in den meisten Fällen noch weitere Komorbiditäten vor. Es gilt sowohl diese in der Gesamttherapie zu berücksichtigen als auch das Risiko für das Auftreten weiterer Begleiterkrankungen im postoperativen Verlauf zu minimieren. Immobilisation steigert das Risiko für das Auftreten weiterer Komplikationen, wie Pneumonien, Harnwegsinfekte, thromboembolische Ereignisse und Dekubiti (9). Außerdem steigt durch eine längere Liegedauer das Risiko für Funktionsverluste in der Mobilität (10). Ziel der Therapie ist daher die frühestmögliche Mobilisation der Patienten. Um das zu gewährleisten muss unter Abwägung der Risiken die entsprechende Therapieoption für den jeweiligen Patienten gewählt werden. Da gezeigt wurde, dass ältere Patienten nicht in der Lage sind, eine Teilbelastung in der postoperativen Mobilisation einzuhalten, eine frühe Vollbelastung, im Vergleich zu einer Mobilisation mit Einschränkungen in der Belastung, die Mortalität aber senkt, muss eine entsprechend belastungsstabile Versorgungsform gewählt werden, um eine postoperative Vollbelastung zu ermöglichen (24) (25).

3. Therapieoptionen bei proximalen Femurfrakturen

Das übergeordnete Ziel der allgemeinen Behandlung ist es die vor dem Unfall bestandene Selbstständigkeit und Lebensqualität zu erhalten und das Risiko für Komplikationen und funktionelle Einschränkungen zu minimieren.

Die Ziele der Versorgung der proximalen Femurfraktur im Speziellen entsprechen den allgemeinen Prinzipien der Frakturversorgung. Anzustreben sind die bestmögliche Wiederherstellung der anatomischen Verhältnisse, mit entsprechender Fixation, um Dislokationen zu vermeiden, die Sicherstellung der Blutversorgung der beteiligten Strukturen und eine frühe Mobilisation des Patienten, um Folgeschäden zu verhindern. Grundsätzlich

unterschieden werden konservative Verfahren und operative Verfahren. Proximale Femurfrakturen werden in den meisten Fällen operativ versorgt, um die oben genannten Therapieziele zu gewährleisten. Konservativ werden in der Regel nur einfache, nicht dislozierte oder Impressionsfrakturen therapiert, wobei diese Versorgungsform insbesondere bei älteren Hüftfrakturpatienten aufgrund der limitierten Entlastungsfähigkeit der Patienten einen untergeordneten Stellenwert hat. (23). Die Indikation für die jeweilige Therapieform sollte bei jedem Patienten individuell nach Abwägung der Risiken gestellt werden.

Neben der Versorgung der Fraktur sind allgemeine therapeutische Maßnahmen indiziert. Hüftfrakturen gehören zu den Hochrisikofrakturen zur Ausbildung von thromboembolischen Ereignissen, wie tiefen Beinvenenthrombosen oder Lungenarterienembolien (26) (27), weswegen stets auf eine suffiziente, gewichtsadaptierte Thromboembolieprophylaxe geachtet werden muss. Ebenso sollte eine ausreichende Analgesie, gemäß des WHO Stufenschemas, eingeleitet werden (5) (6). Im Falle einer operativen Versorgung sollte außerdem zur Infektionsprävention eine perioperative Antibiotikaprophylaxe durchgeführt werden, in der Regel ist dafür eine Single-Shot Gabe während der Anästhesieeinleitungsphase ausreichend (28) (29). Um das Risiko zur Ausbildung von Dekubiti und Druckulcera zu reduzieren, sollten im Krankenhausbett spezielle Matratzen und im Falle einer Operation, zur Lagerung der Patienten auf dem Operationstisch, zusätzlich spezielle druckmindernde Gel-Matten und Polsterungen verwendet werden (30) (31).

Im Rahmen des Aufenthaltes sollte außerdem eine Einschätzung des Sturz- und Frakturrisikos des Patienten erfolgen und gegebenenfalls eine entsprechende Vorbeugung eingeleitet werden. Zu diesen vorbeugenden Maßnahmen zählt beispielsweise die Verwendung von angepasstem Schuhwerk und die Zuhilfenahme entsprechender Gehhilfen. Eine altersgerechte Einrichtung der häuslichen Umgebung unter Vermeidung von Türschwellen und Teppichen und der Verwendung von Handläufen und einer ausreichenden Beleuchtung in der Nacht Begleitend sollte idealerweise ein Muskelaufbau- und Kräftigungsprogramm mit Koordinationsübungen angeschlossen werden (21).

Bei Verdacht auf eine vorliegende Osteoporose sollte eine entsprechende Diagnostik durchgeführt werden. Hierfür stehen, neben speziellen Laboruntersuchungen, verschiedene Verfahren zu Auswahl, wie die Dual X-ray-Absorptiometry (DXA-) Knochendichtemessung, CT-basierte Verfahren und quantitative Ultraschallverfahren. Bei der DXA-

Knochendichtemessung wird die Knochenflächendichte in g/cm^2 in der Lendenwirbelsäule, dem Schenkelhals, bzw. dem gesamten Femur gemessen und mit Hilfe des sog. T-Scores angegeben. Dieser beschreibt die gemessene Standardabweichung vom Mittelwert der maximalen Knochendichte eines gesunden 30-jährigen Menschen, je nach Geschlecht des untersuchten Patienten verwendet man den Referenzwert für Männer oder Frauen. Bei 1 bis 2,5 Standardabweichungen unter der Norm (T-Score -1 bis > -2,5 SD) spricht man von einer Osteopenie, bei mehr als 2,5 Standardabweichungen (T-Score < -2,5 SD) von einer Osteoporose. Unabhängig von einer spezifischen medikamentösen Therapie, sollte bei allen Risikopatienten eine Umsetzung genereller Maßnahmen zur Prophylaxe empfohlen werden und eine optimale Einstellung der Begleiterkrankungen angestrebt werden, beispielsweise sollten Glukokortikoide unter individueller Abwägung von Risiko und Nutzen so niedrig wie nötig dosiert und im Verlauf engmaschig kontrolliert werden. Liegt eine Osteoporose vor sollte abhängig vom Schweregrad zunächst eine Basistherapie mit Kalzium und Vitamin D eingeleitet werden, bei Vorliegen einer niedrig-traumatisch bedingten proximalen Femurfraktur in Kombination mit einem DXA T-Score von < -2,0 an der Lendenwirbelsäule, dem Schenkelhals, bzw. dem gesamten Femur ist eine spezielle medikamentöse Therapie indiziert, in begründeten Fällen kann auch schon bei einem T-Score von > - 2,0 bei Vorliegen entsprechender Faktoren individuell eine spezielle medikamentöse Therapie erwogen werden. Für postmenopausale Frauen werden aktuell Präparate aus der Gruppe der Bisphosphonate, dazu gehören Alendronat, Ibandronat, Risendronat und Zoledronat, das Parathormon-Analogon Teriparatid, Östrogene und Raloxifen, bzw. Bazedoxifen aus der Gruppe der SERM (selektive Östrogenrezeptormodulatoren) empfohlen, für Männer sind Alendronat, Risedronat, Zoledronat aus der Gruppe der Bisphosphonate, die monoklonale Antikörpertherapie mit Denosumab und das Parathormon-Analogon Teriparatid zur Therapie zugelassen (17).

Um die Behandlung alterstraumatologischer Patienten zu optimieren, besteht in größeren Krankenhäusern außerdem in vielen Fällen die Möglichkeit ein geriatrisches Team mit in die Behandlung einzubeziehen, was entsprechend genutzt werden sollte. Eine Studie von Gosch et al. hat gezeigt, dass durch die interdisziplinäre Zusammenarbeit die Mortalität bei alterstraumatologischen Patienten gesenkt werden kann (32).

3.1. Konservatives Verfahren

Die Indikation zur konservativen Therapie wird nur sehr zurückhaltend gestellt, in den meisten Fällen werden Patienten mit proximalen Femurfrakturen operativ versorgt (33). Eine konservative Behandlung ist indiziert bei Vorliegen allgemeiner oder lokaler Kontraindikationen für eine Operation. Außerdem stellt sie eine Möglichkeit bei impaktierten, stabilen Schenkelhalsfrakturen dar (34). Da pertrochantäre Femurfrakturen prinzipiell als instabil, mit einem hohen Dislokationsrisiko eingestuft werden, kommt eine konservative Therapie hier nur bei isolierten, nicht dislozierten Frakturen des Trochanter majors in Frage (6).

Die Komponenten der konservativen Behandlung umfassen neben den allgemeinen Therapiemaßnahmen in der Regel zunächst die Ruhigstellung der betroffenen Extremität in einer rotationssicheren Lagerung mit anschließender, schmerzabhängiger Mobilisierung mit langsamer Aufbelastung und unter Vermeidung von Rotationsbewegungen. Die Mobilisation sollte mit Hilfe eines physiotherapeutischen Teams durchgeführt werden und begleitend sollte eine entsprechend angepasste Analgesie erfolgen. Die Mobilisierung sollte, wie auch bei den operativen Verfahren, möglichst frühzeitig begonnen werden. Die früher weit verbreitete Therapie mittels Extensionsbehandlung wird heutzutage nur noch in Ausnahmefällen durchgeführt (5,6).

3.2. Operative Verfahren

Die operative Behandlung stellt bei proximalen Femurfrakturen die heutige Therapie der Wahl dar. Ob die Indikation zur Osteosynthese, bzw. Endoprothese gestellt wird hängt hierbei von verschiedenen Faktoren ab, unteranderem der Art der Fraktur, dem Allgemeinzustand des Patienten und der Knochenverhältnisse. Übergeordnetes Ziel beider Verfahren ist die bestmögliche Wiederherstellung der Mobilität und Belastbarkeit der betroffenen Extremität unter Verwendung eines möglichst schonenden Operationsverfahrens. Beinverkürzungen,

Außenrotationsstellungen und das Auftreten von Pseudarthrosen, Kopfnekrosen und Varusstellung sollten unabhängig von der Wahl des Operationsverfahrens auf jeden Fall vermieden werden (5,6).

3.2.1. Osteosynthetische Verfahren

Osteosynthetische Verfahren sind knochenerhaltende Methoden. Nach der Reposition und bestmöglichen Wiederherstellung der anatomischen Verhältnisse werden die Knochenfragmente durch Einbringen von Implantaten fixiert.

Das dabei gewählte Implantat sollte möglichst einfach zu implantieren sein, um die Operationszeit so kurz wie möglich zu halten und die Komplikations- und Fehlerrate zu minimieren. Es sollte besonders auf eine biomechanisch korrekte Reposition geachtet werden und zu Beginn der Behandlung sollte die Knochenqualität eingestuft werden. Um eine frühe Mobilisation post operationem realisieren zu können, sollte das gewählte Implantat außerdem eine ausreichende Primärstabilität aufweisen (6).

Im Wesentlichen haben sich zwei verschiedene Implantat Systeme entwickelt, die sog. intra- und extramedullären Implantate, die sich in der unterschiedlichen Platzierung der Kraftträger unterscheiden. Bei extramedullären Implantaten befindet sich der Kraftträger außerhalb des Markraumes, in der Regel in Form einer der lateralen Kortikalis anliegenden Platte und einer den Markraum kreuzenden Schenkelhalsschraube oder Klinge. Im Gegensatz dazu befindet sich der Kraftträger bei intramedullären Implantaten innerhalb des Markraumes in Form eines Marknagels (35). Der Vorteil von intramedullären Verfahren gegenüber den extramedullären ist die geringere Invasivität, bei gleichzeitig hoher Primärstabilität durch die zentrale Krafteinwirkung über den im Markraum liegenden Kraftträger, bisher gibt es allerdings noch keine evidenzbasierten Studien, die ein eindeutig verbessertes Outcome bei der Verwendung von intramedullären Verfahren belegen konnten (36). Unabhängig von der Wahl des Verfahrens sollte die Operation frühzeitig innerhalb von 24 Stunden nach dem Unfall durchgeführt werden (5) (6).

3.2.1.1. Proximaler Femurnagel Antirotation

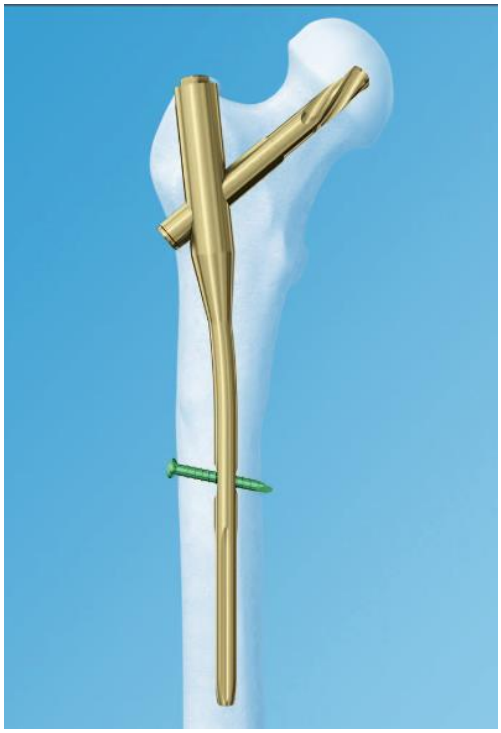


Abbildung 4 Schematische Abb. eines PFNA, DePuy Synthes Operationstechnik PFNA (37)

Abbildung 5 Röntgenbild proximaler Femur rechts, a.p. Strahlengang, PFNA, Alterstraumatologie – Ruchholtz S. et al., Georg Thieme Verlag 2016 (23)

Der Proximale Femurnagel Antirotation (PFNA, Fa. DePuy-Synthes®) gehört zu den intramedullären Implantatsystemen und stellt das Nachfolgermodell des Proximalen Femurnagels (PFN, Fa. DePuy Synthes®) dar. Der PFNA ist indiziert bei aktiven Patienten mit gut erhaltener körperlicher Leistungsfähigkeit, guten Knochenverhältnissen ohne wesentliche Osteoporose, stabilen, impaktierten Frakturen, instabilen per- und subtrochantären Frakturen und prophylaktisch bei nicht dislozierten, stabilen Frakturen.

Das Implantat besteht aus einem Nagel, in vier verschieden Längen erhältlich, welcher im Markraum platziert wird. Der mediolaterale Winkel des Nagels beträgt 6 Grad, was einen wenig invasiven Eintritt über die Spitze des Trochanter majors ermöglicht, zusätzlich dazu erleichtert das flexible distale Ende des Nagels die Einbringung in den Knochen und verhindert Spannungen an der Spitze des Nagels im Schaftbereich des Femurs. Außerdem bietet der

PFNA verschiedene Möglichkeiten der distalen Verriegelung, es existieren statische und dynamische Varianten mit einer, bzw. zwei Verriegelungsschrauben, je nach Länge des Nagels. Zweiter Bestandteil des PFNA ist die Klinge, die durch den Marknagel im Femurkopf platziert wird und nach Verriegelung für die Rotations- und Winkelstabilität Im Kopf-Hals-Bereich sorgt. An der Spitze der Klinge befinden sich vier selbstschneidende, im Kerndurchmesser zunehmende Gewindelamellen, die die Oberfläche der Klinge vergrößern und zu einer Verdichtung der umliegenden Spongiosa führen und somit für einen besseren Halt im Knochen sorgen (37). Die Schenkelhalskomponente kann so rotationsstabil im Nagel gleiten, wodurch kein statisches, sondern ein dynamisches System entsteht. Durch das Gleitprinzip kommt es bei Belastung zu einer kontrollierten Sinterung in der Frakturzone, ohne das Risiko für ein Durchschneiden der Schenkelhalskomponente durch die Kortikalis im Femurkopf zu erhöhen.

Eine weitere, ähnlich aufgebaute intramedulläre Implantatform ist der Gamma-Nagel (Fa. Stryker®). Bislang konnten keine wesentlichen Unterschiede in beiden Systemen in Bezug auf die Stabilität und Komplikationsrate nachgewiesen werden (38).

Vorteile der intramedullären Implantate sind der minimalinvasive Zugangsweg und die hohe Primärstabilität, mit der Möglichkeit der sofortigen Vollbelastung im Anschluss an die Operation (39).

Nachteile sind zum einen die höheren Kosten im Vergleich zu extramedullären Verfahren, wie beispielsweise zur dynamischen Hüftschraube (DHS, Fa. DePuy-Synthes®). Zum anderen besteht, wie auch bei der DHS, das Risiko eines sog. Cut-Outs, dem Versagen der Schenkelhalsskomponente. Dabei kommt es zum Durchschneiden der Schenkelhalsschraube, bzw. -klinge, durch die Kortikalis des Femurkopfes in das Hüftgelenk und in weiterer Folge zur Verletzung der Gelenkflächen bis hin zum Durchbrechen des Acetabulums. Um das Risiko zu reduzieren sollte ein Tip-Apex-Abstand (TAD), die Distanz vom Kopf der Schenkelhalsschraube zum Apex des Femurkopfes, von 25mm nicht überschritten werden (40). Inzwischen gibt es bereits Ergebnisse über navigierte Operationsverfahren der Gamma-Nagel Implantation, die helfen, den TAD möglichst gering zu halten und so das Cut-Out Risiko zu reduzieren (41).

3.2.1.2. Dynamische Hüftschraube

Hauptvertreter der extramedullären Implantate ist die DHS, sie funktioniert ebenfalls nach dem Gleitprinzip. Dadurch wird eine kontrollierte Sinterung und Impaktion der Fraktur erreicht und die instabile Fraktur so in eine stabile Fraktur umgewandelt. Extramedulläre Systeme nach dem Gleitprinzip haben eine geringere Komplikationsrate im Vergleich zu Implantatsystemen mit feststehender Klinge (6).

Die DHS stellt bei stabilen pertrochantären Femurfrakturen und Schenkelhalsfrakturen eine mögliche Versorgungsform dar (36) (6) (5). Das System besteht aus einer Schraube, bzw. einer Klinge, die für die entsprechende Rotationsstabilität im Kopf-Hals-Bereich sorgt und einer, der lateralen Kortikalis anliegenden Platte. Gegebenenfalls kann das System durch eine verriegelbare Trochanterstabilisierungsplatte, als zusätzliche laterale Abstützung bei Frakturen mit Beteiligung der Trochanterregion, erweitert werden. Ebenso besteht die Möglichkeit die DHS um eine dynamische Kondylenschraube (DCS) zu erweitert, bei Vorliegen einer subtrochantären Fraktur (42).

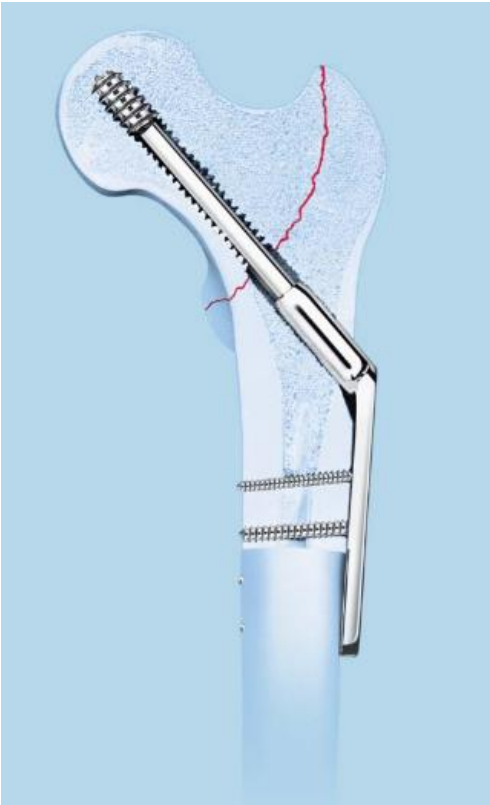


Abbildung 6 Schematische Abb. DHS, DePuy Synthes Operationstechnik DHS/ DCS System (42)

Abbildung 7 Röntgenbild proximaler Femur links, a.p. Strahlengang, DHS, Alterstraumatologie – Ruchholtz S. et al., Georg Thieme Verlag 2016 (23)

Vorteil dieses Systems ist die hohe Primärstabilität und die damit ermöglichte frühe Mobilisation nach der Operation.

Nachteile im Vergleich zu intramedullären Verfahren sind zum einen der invasivere Zugangsweg, mit dem damit verbunden höheren Gewebstrauma, zum anderen ist im Bereich der aufliegenden Platte möglicherweise die periostale Blutversorgung eingeschränkt, was zu einer verzögerten Frakturheilung führen könnte. Außerdem besteht auch hier die Gefahr des oben beschriebenen Cut-outs der Schenkelhalsschraube.

In dieser Studie werden in der osteosynthetisch versorgten Patientengruppe ausschließlich Patienten mit PFNA versorgten proximalen Femurfrakturen analysiert, das System der DHS ist hier nur der Vollständigkeit halber erwähnt.

3.2.2. Endoprothetische Verfahren

Bei endoprothetischen Verfahren wird das Gelenk durch eine Prothese ersetzt. Im Hüftgelenk bedeutet das einen künstlichen Ersatz des Femurkopfes und im Falle einer Totalendoprothese (TEP) zusätzlich den künstlichen Ersatz des Acetabulums.

Auch hier sollte bei der Wahl der jeweiligen Prothese auf eine möglichst einfache und schonende Operationstechnik geachtet werden, um die Komplikationsrate möglichst gering zu halten (5).

Die endoprothetische Versorgung ist indiziert bei älteren Patienten mit dislozierten Schenkelhalsfrakturen. Bei pertrochantären Femurfrakturen ist sie nur indiziert bei bestehender fortgeschrittener Coxarthrose, pathologischen Frakturen oder bei Versagen anderer Implantate (5,6). Besteht keine der o.g. Indikationen, konnte derzeit kein Vorteil einer primären endoprothetischen Versorgung gegenüber intramedullären oder extramedullären Osteosyntheseverfahren gezeigt werden (43,44).

Es existieren verschiedene Arten von Endoprothesen für das Hüftgelenk. Zwei häufig verwendtete Vertreter sind die Hemiendoprothese (HEP), bei der das Acetabulum erhalten bleibt und die Totalendoprothese, bei der Femurkopf und Acetabulum ersetzt werden. Die Wahl der entsprechenden Prothese hängt vom Allgemeinzustand, der Knochenqualität, den individuellen Zielen in puncto Mobilität des Patienten und der Art der Fraktur ab. Eine Studie von Bhandari et al., in der insgesamt 1495 Patienten mit Schenkelhalsfrakturen untersucht wurden, zeigt keinen relevanten Unterschied in Bezug auf die Mortalität zwischen den beiden Verfahren (45). Grundsätzlich gilt auch hier, dass die operative Versorgung innerhalb von 24 Stunden, bei Schwerstkranken innerhalb von 48 Stunden, erfolgen sollte (46).

3.2.2.1. Hemiendoprothese

Bei der HEP werden unipolare und bipolare Systeme unterschieden. Bei den bipolaren Systemen, beispielsweise der Duokopfprothese, wird, ein sog. Prothesendoppelkopf eingesetzt, dadurch entstehen zwei Gelenke. Das innere Gelenkbildet sich aus äußerem und innerem Prothesenkopf, das äußeres Gelenk aus Acetabulum und äußerem Prothesenkopf. Bei der unipolaren Prothesenform wird ein starrer Femurkopfersatz verwendet. Bislang gibt es keine Evidenz, dass bipolare Prothesen signifikante Vorteile im Outcome gegenüber den unipolaren haben (43) (47). Die HEP ist indiziert bei inaktiven, älteren Patienten mit einem geringen funktionellen Anspruch (5).

Die HEP besteht aus einem Hüftschaft und einem Hüftkopf, uni- oder bipolar. In Abhängigkeit der Knochenqualität des Patienten wird eine zementfreie oder zementierte Schaftversorgung gewählt, in der Regel werden Patienten mit osteoporotischen Knochenverhältnissen mit einem zementierten Schaft versorgt, bei guten Knochenverhältnissen und entsprechender Lebenserwartung sollte die Prothese, im Hinblick auf einen möglichen Prothesenwechsel, zementfrei eingesetzt werden. Die Vermutung, eine Zementierung würde die perioperative Mortalität erhöhen, konnte nicht bestätigt werden (48). Der Zement ermöglicht hierbei eine feste Verbindung zwischen Knochen und Implantat. Zwei Studien, von Azegami S. et al. und Taylor F. et al., belegen, dass Patienten mit einem zementierten Schaft postoperativ unter weniger Schmerzen und Mobilitätseinschränkungen leiden, also solche mit zementfreien Versorgungen (49) (50).

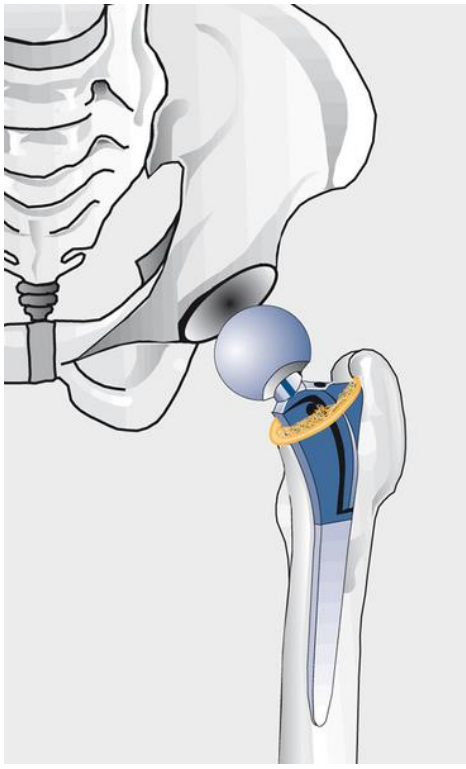


Abbildung 8 Schematische Abb. einer Duokopfprothese, Künstliches Hüftgelenk – Fa. Braun (53)

Abbildung 9 Röntgenbild proximaler Femur links, a.p. Strahlengang, zementierte Duokopfrothese, Alterstraumatologie – Ruchholtz S. et al., Georg Thieme Verlag 2016 (23)

Nachteil, wie bei allen Endoprothesen, ist der Verschleiß der HEP. Je nach Literatur müssen die Prothesen nach zehn bis 25 Jahren ersetzt werden, Hauptfaktor hierfür ist die Lockerung der Prothese im Schaftbereich (52) (53) (54).

Die Duokopfprothese besitzt den Vorteil, dass die Bewegung des Hüftgelenks in ein inneres reibungs- und verschleißärmeres Gelenk verlagert wird und dem zusätzlichen Gelenkeinsatz eine Art Stoßdämpfereffekt zugeschrieben wird. Die Vorteile im Vergleich zur TEP liegen in der kürzeren Operationsdauer, einem geringeren Blutverlust während des operativen Eingriffs und einer besseren Beweglichkeit nach sechs Wochen und drei Monaten. In der frühen postoperativen Phase treten bei der HEP außerdem weniger Luxationen als bei der TEP auf (5).

Nachteile sind die schlechteren Spätergebnisse in der funktionellen Beweglichkeit und die größeren Schmerzen sowohl in den Früh-, als auch in den Spätergebnissen, weswegen die HEP in der Regel nur bei inaktiven, älteren Patienten mit geringem funktionellem Anspruch das Verfahrend der Wahl darstellt (55).

3.2.2.2. Totalendoprothese

Das Verfahren der Totalendoprothese (TEP, zb. Fa. DePuy/Synthes® and Corail®, oder Fa. BRAUN®) beinhaltet den kompletten Gelenkersatz des Hüftgelenks. Die TEP ist indiziert bei mobilen, älteren Patienten mit altersentsprechendem Leistungsvermögen, bei Vorliegen einer fortgeschrittenen Osteoporose oder Coxarthrose und bei pathologischen Frakturen im Bereich des proximalen Femurs (5,6). Außerdem ist das Outcome bei Verwendung einer TEP alssekundärer Ersatz nach fehlgeschlagener, osteosynthetischerPrimärversorgung besser, als bei Verwendung einer HEP (56).

Die Prothese besteht aus Hüftschaft, Hüftkopf, Hüftpfanne und dem Inlay. Wie in Kapitel 3.2.2.1. beschrieben, besteht auch hier die Möglichkeit einer zementierten und einer zementfreien Variante der Implantation des Schafts. Ebenso kann bei der TEP die Pfanne zementfrei, bzw. zementiert eingesetzt werden. Bei den zementfreien Pfannen handelt es sich um sog. Pressfit-Pfannen, die sich im knöchernen Becken verklemmen. Die raue Oberflächenbeschichtung sorgt für ein schnelleres Einwachsen des Implantats in den Knochen. Eine weitere Variante stellen die sog. Schraubpfannen dar, die im Knochen fest verschraubt werden, heutzutage allerdings aufgrund der größeren Knochendefekte im Vergleich zu den Pressfit-Pfannen nur noch selten Verwendung finden. In die künstliche Pfanne wird das Inlay, in der Regel aus Keramik oder Polyethylen, eingebracht und bildet zusammen mit dem künstlichen Hüftkopf die sog. Gleitpaarung, sprich das Gelenk. Nachteil, ebenfalls wie in Kapitel 3.2.2.1. beschrieben, ist die Lockerung der Prothese im Schaft, die

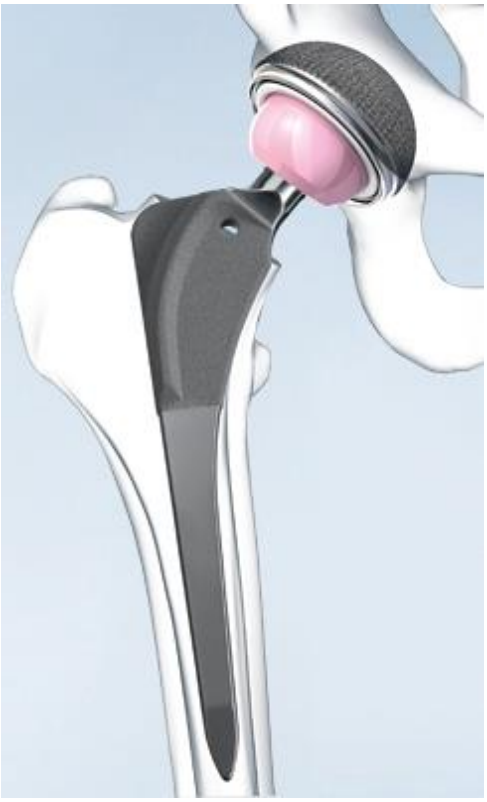


Abbildung 10 Schematische Abb. TEP, Künstliches Hüftgelenk – Fa. Braun (52)

Abbildung 11 Röngtgenbild proximaler Femur rechts, a.p. Strahlengang, TEP, Corail Hip System – Fa. DePuy Synthes (57)

einen Wechsel, je nach Literatur zwischen zehn und 25 Jahren, notwendig macht (52) (53) (54).

Vorteile der TEP sind die durch den zusätzlichen Ersatz der Pfanne ausgeschlossenen azetabulären Erosionen und das verringerte Risiko einer Protrusion ins Acetabulum.

Nachteile im Vergleich zur HEP sind die längere Operationsdauer, der höhere Blutverlust perioperativ und das höhere Risiko einer Prothesenluxation in der frühen postoperativen Phase (58). Trotz der höheren initialen Komplikationsrate liegen bei der TEP nach drei Jahren die besseren Ergebnisse in den Punkten Bewegungsausmaß und Schmerzen vor (55).

3.2.3. Vergleich beider Operationsverfahren

Im Vergleich ist die osteosynthetische Versorgung bei über 70 jährigen Patienten mit dislozierter Schenkelhalsfraktur mit signifikant weniger Blutverlust und benötigten Bluttransfusionen verbunden und es wird außerdem eine kürzere Anästhesiezeit benötigt (59) (60). Die Überlebensrate bei wenig mobilen, über 90 jährigen Patienten ist nach einer Osteosynthese gegenüber einer Hemiendoprothese tendenziell verlängert (60). Allerdings haben osteosynthetisch versorgte Patienten eine signifikant höhere Reoperationsrate (59) (61). Bezüglich der Mortalität im ersten Jahr ergibt sich kein Unterschied zwischen beiden Operationsverfahren, ebenso wenig für die Ergebnisse in den Punkten Schmerzen und Mobilität nach einem, zwei und drei Jahren (59) (60).

Beide Operationsverfahren haben ihre entsprechenden Indikationen, die sich teilweise überschneiden, bei korrekter Indikationsstellung aber keine relevanten Unterschiede im Outcome aufweisen. Grundsätzlich sollte bei jüngeren, aktiven Patienten aber immer versucht werden, das Gelenk zu erhalten und den vollen Funktionsumfang wiederherzustellen, ggf. mit entsprechenden Belastungseinschränkungen in der frühen Mobilisation. Bei älteren Patienten steht die frühe Mobilisation post operationem im Vordergrund, da dieses Patientenkollektiv anfälliger für das Auftreten von Komplikationen durch die verlängerte Liegedauer und Immobilisation ist. Da gezeigt wurde, dass eine Teilbelastung von älteren Patienten nicht eingehalten werden kann (24), steht hier also die Primärstabilität mit erlaubter Vollbelastung nach der Operation im Vordergrund. Grundsätzlich sollte die Entscheidung für das entsprechende Operationsverfahren aber von dem Operateur für jeden Patienten individuell, abhängig vom Allgemeinzustand, der Art der Fraktur, der Knochenqualität und von der vor dem Unfall bestandenen Mobilität und Selbstständigkeit des jeweiligen Patienten getroffen werden.

3.3. Postoperatives Management

In der postoperativen Phase sollte zum einen auf allgemeine Maßnahmen, wie die Weiterführung der Thromboembolie- (26) und Dekubitusprophylaxe, eine suffiziente Anlagesie nach dem WHO Stufenschema und eine korrekte Flüssigkeits- und Elektrolytbilanzierung geachtet werden, da gerade bei älteren Patienten das Risiko für Elektrolytentgleisungen, insbesondere Hyponatriämien und Hypokaliämien, erhöht ist (62). Zum anderen müssen bei unfallchirurgischen Patienten spezielle chirurgische postoperative Maßnahmen beachtet werden. Dazu gehören eine regelmäßige Wundkontrolle und -pflege, ggf. inklusive Pflege der Wunddrainagen, um lokale Wundinfektionen zu vermeiden. Die operierte Extremität sollte bequem und gepolstert gelagert werden, ggf. in Schaumstofflagerungsschienen. Außenrotation und Beugekontrakturen sollten unbedingt vermieden werden. Im postoperativen Verlauf sollten außerdem regelmäßige Röntgenkontrollen in zwei Ebenen zu definierten Zeitpunkten, sprich direkt postoperativ, nach Belastung und vor Verlegung der Patienten, angefertigt werden, ggf. festgestellte Beinlängendifferenzen sollten ausgeglichen werden (5) (6).

Außerdem sollte nach Erhebung der Sturzanamnese eine entsprechende Abklärung und ggf. Therapie möglicher sturzauslösender Ursachen erfolgen, beispielsweise die Therapie von Herzrhythmusstörungen oder neurologischen Erkrankungen. Bei Auftreten von Motilitätsstörungen im Magen-Darm-Trakt sollten darmregulierende Maßnahmen eingeleitet werden. Zudem sollte eine im Rahmen der Untersuchungen aufgefallenen Osteoporose umgehend antherapiert und im weiteren Verlauf kontrolliert werden (5,6).

3.3.1. Schmerzmedikationsschema

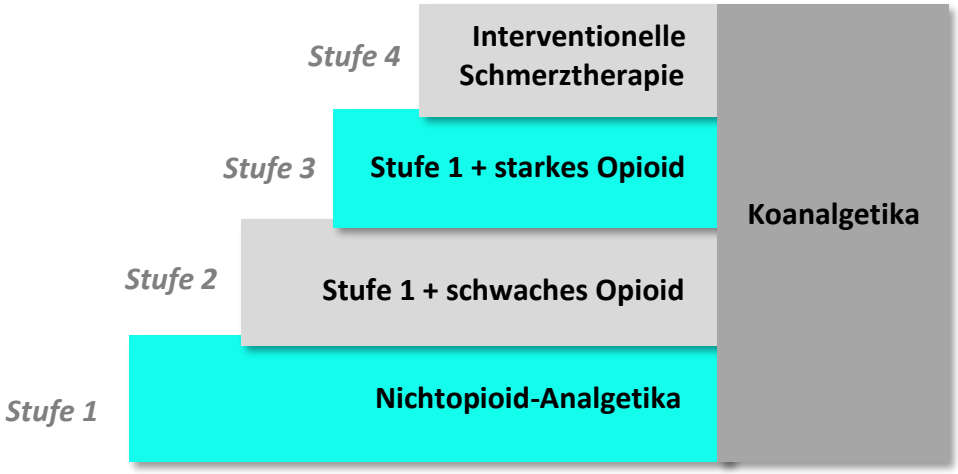


Abbildung 12 WHO-Stufenschema

Die allgemeine Schmerztherapie richtet sich nach dem WHO-Stufenschema. Dieses wurde ursprünglich für die Therapie von Tumorschmerzen entwickelt und ist vor allem für Schmerzen geeignet, deren Ursache im Bereich des Gewebes liegt, sog. „Nozizeptorschmerz“, und eher weniger für die Behandlung neuropathischer Schmerzen. Nach diesem Stufenprinzip wird die medikamentöse Schmerzbehandlung mit der Gabe von Nichtopioidanalgetika begonnen und je nach Stärke der Schmerzen durch die Gabe eines schwachen, bzw. starken Opioids erweitert, begleitend können je nach Komorbiditäten und Ursache der Schmerzen sog. Koanalgetika, wie beispielsweise Antidepressiva, Antiepileptika, Bisphosphonate oder Steroide, gegeben werden. Zu der ersten Stufe des Schemas gehören nicht steroidalen Antirheumatika (NSAR), z.B. Ibuprofen, Diclofenac, Naproxen, außerdem Metamizol, Paracetamol oder Coxibe, selektive COX-2-Inhibitoren, wie Etoricoxib, Celecoxib oder Parecoxib. In der zweiten Stufe wird die Medikation dann um ein schwaches Opioid, wie Tramadol, Dihydrocodein oder Tilidin, erweitert. Dabei ist unbedingt auf die Tagesmaximaldosis zu achten, um Nebenwirkungen und einen Wirkverlust zu vermeiden. Ist unter der Tagesmaximaldosis des ergänzten schwachen Opioids keine zufriedenstellende Schmerzreduktion zu erreichen, sollte das schwache Opioid durch eines aus der Gruppe der

starken Opioide, wie Morphin, Buprenorphin oder Piritramid, ersetzt werden. Die Wahl der einzelnen Präparate richtet sich nach den Begleiterkrankungen, bestehenden Unverträglichkeiten oder Allergien des jeweiligen Patienten und der genauen Ursache der Schmerzen. Um Nebenwirkungen frühzeitig zu verhindern, sollten während der Gabe engmaschige Laborkontrollen durchgeführt werden (63).

In der postoperativen Schmerztherapie hat sich das sog. umgekehrte WHO-Stufenschema als wirksam erwiesen. Dabei kommen intraoperativ und in der frühen postoperativen Phase starke Opioide zum Einsatz, die bei geplanter Verlegung auf die Normalstation mit Nichtopioiden kombiniert werden. Die Nichtopioide stellen dann auf Station die Basismedikation dar, die regelmäßig, je nach Wirkdauer des Präparats, appliziert wird und ggf. durch eine zusätzliche Anordnung eines Opioids, bei nicht zufriedenstellender Schmerzreduktion, erweitert werden kann. Zusätzlich zur Basismedikation sollte eine Bedarfsmedikation angeordnet werden. Im Verlauf sollte eine regelmäßige Schmerzeinschätzung erfolgen, da Schmerzen von Patienten sehr individuell empfunden werden und dementsprechend angepasst therapiert werden sollten. Bei anhaltend niedriger Schmerzintensität ohne Bedarfsmedikation, kann eine stufengerechte Reduktion der Schmerzmedikation eingeleitet werden. Beispielsweise kann die fest angesetzte Opioidmedikation auf Bedarf verordnet werden und in weiterer Folge ganz abgesetzt und nur noch die Nichtopioidmedikation bedarfsorientiert verordnet werden (63).

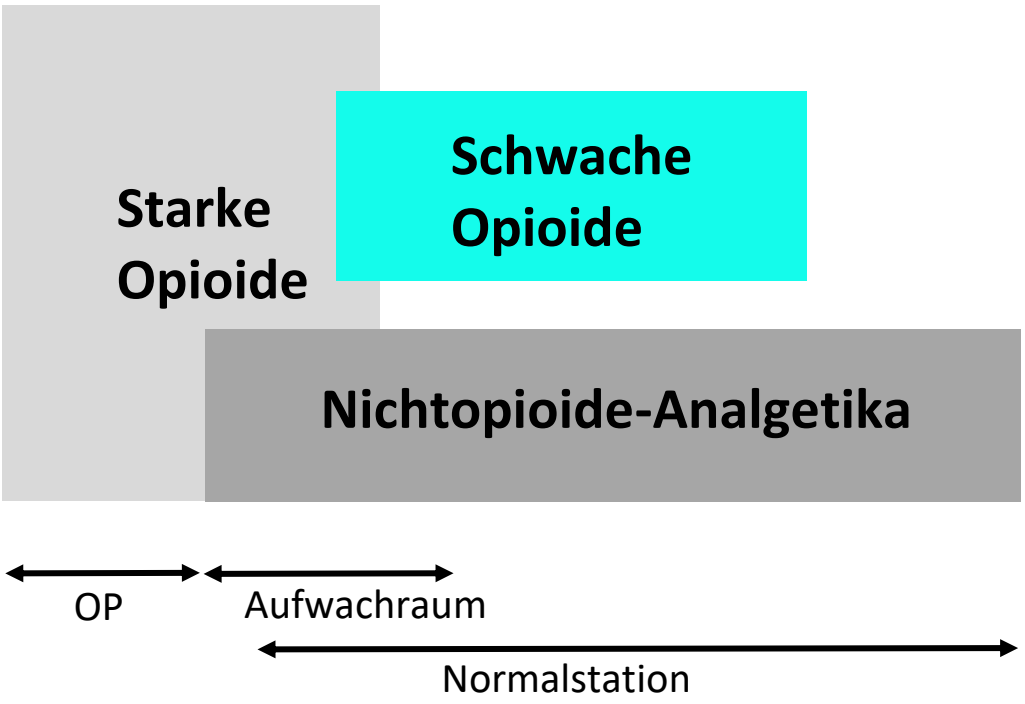


Abbildung 13 Umgekehrtes WHO-Stufenschema zur Behandlung postoperativer Schmerzen

Zusätzlich dazu besteht die Möglichkeit eines regionalen Anästhesieverfahrens zur Reduktion postoperativer Schmerzen. Im Bereich der proximalen Femurfrakturen kommt dafür der sog. „3-in-1-Block“ nach Winnie (Nervus-Femoralis-Blockade) in Frage. Alon Winnie, der das Verfahren 1973 entwickelte, ging davon aus, dass sich das injizierte Lokalanästhetikum über den Faszienschlauch in einem umschriebenen Bereich ausbreitet und neben dem N. femoralis zusätzlich den N. obturatorius und N. cutaneus femoris lateralis erreicht (64). Neuern Untersuchungen zu Folge breitet sich das Lokalanästhetikum in einem geringeren Ausmaß aus, weswegen in der entsprechenden Literatur empfohlen wird, eher von einem „1,5-in-1-Block“ zu sprechen (65) (66). Unabhängig davon stellt dieses Verfahren eine suffiziente Möglichkeit der Schmerzreduktion in der frühen postoperativen Phase nach Hüftgelenksoperationen dar (67). Durch dieses Verfahren kann die postoperative Opioidgabe

nach dem Stufenschema gesenkt werden, ein weiterer klinischer Benefit durch diese Reduzierung konnte allerdings nicht nachgewiesen werden (68) (69).

3.3.1. Mobilisation

Die Mobilisation der Patienten sollte, wie bereits erwähnt, möglichst frühzeitig nach der Operation unter Betreuung eines Physiotherapeuten erfolgen. Das reduziert die Dekubitusrate, das Risiko für thromboembolische Ereignisse und kann das Risiko für pulmonale Komplikationen verringern (5,6). Die Physiotherapie sollte, neben der betreuten Mobilisation der betroffenen unteren Extremität und einer entsprechenden Gangschulung, die regelmäßige Anleitung zu isometrischen Übungen zur Thromboembolieprophylaxe, eine regelmäßige Atemtherapie zur Pneumonieprophylaxe und Bewegungsübungen für die oberen Extremitäten beinhalten (5,6).

4. Ganganalyse als Analyseinstrument

Die Ganganalyse ist ein technisch-wissenschaftliches Verfahren zur Beurteilung des Gangbildes eines Menschen. Man unterscheidet zwischen seit Langem etablierten, kinematischen Verfahren zur Bewegungserfassung, die dazu dienen, eventuelle Abweichungen von einem physiologischen Gangbild zu detektieren, und kinetischen Verfahren, zur Messung von Kräften und Geschwindigkeiten. Letztere sind im Bereich der Traumatologie im Hinblick auf die Belastung nach Frakturen interessant. Zum einen als Diagnostikmittel in Bezug auf die Therapieentscheidung, zum anderen als Messinstrument zur Verlaufsbeurteilung.

Zur Auswahl stehen verschiedene Messinstrumente, in denen die Drucksensoren eingebaut sind wie Druckmessplatten, Laufbänder und Sensorsohlen. Die Analyse der Kraft bei statischer und dynamischer Belastung war früher an Standorte mit entsprechender Technik gebunden, Forschungslabore mit fest eingebauten Gehstrecken, bzw. Laufbändern mit Druckmessplatten oder Sensoren, die direkt mit einem Computer und der entsprechenden Software verbunden sind. Inzwischen wurde die Thematik um kabellose Sensorsohlen weiterentwickelt. Studien zu dem Thema belegen, dass die Messungen mit kabellosen Sensorsohlen ähnlich gute Werte wie Messungen mittels festintegrierter Druckmessplatten, bzw. Laufbändern mit integrierten Kraftsensoren, erzielen (70) (71) (72) (73).

Jede Sensorsohle der Firma Novel wird vor Auslieferung auf die Messgenauigkeit hin überprüft. Dafür werden die Messdaten der Sensorsohlen in einer Ganganalyse auf einer Kistler® Kraftmessplatte mit den Messdaten der Kistler® Kraftmessplatte selbst verglichen.

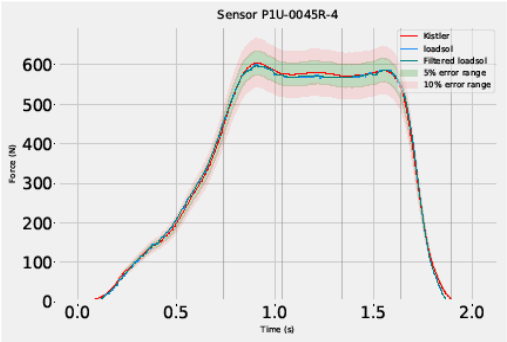


Abbildung 14 Test auf Genauigkeit einer Sohle (P1U-0045R-4), x-Achse Zeit, y-Achse Kraft, die blaue Linie entspricht den Messdaten der Kistler-Kraftmessplatte, die rote Linie den Messwerten der Sensorsohle, der grün eingefärbte Bereich entspricht dabei einer Abweichung der Messdaten der Kistler-Messplattform um 5%, der rot eingefärbte Bereich um 10%

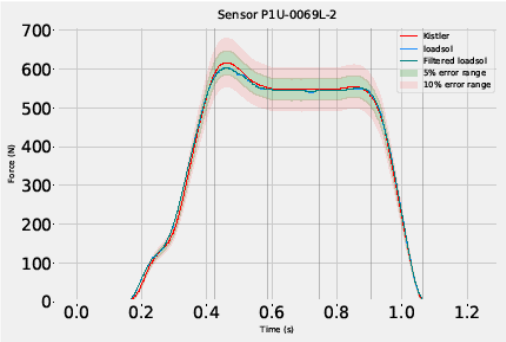


Abbildung 15 Test auf Genauigkeit einer Sohle (P1U-0069L-2), x-Achse Zeit, y-Achse Kraft, die blaue Linie entspricht den Messdaten der Kistler-Kraftmessplatte, die rote Linie den Messwerten der Sensorsohle, der grün eingefärbte Bereich entspricht dabei einer Abweichung der Messdaten der Kistler-Messplattform um 5%, der rot eingefärbte Bereich um 10%

Der in der Sohle verbaute Kraftsensor (loadsol® der Fa. Novel) misst die tatsächliche Plantarkraft zwischen Fuß und Schuh und gibt so bei jedem Schritt die Belastung auf der jeweiligen Extremität wieder (74). Der Vorteil dieser Technik liegt darin, dass der zu Untersuchende sich während der Messung frei bewegen kann und an keinen Standort

gebunden ist. Die dünnen und flexiblen Sensorsohlen können in nahezu jedem Schuh getragen werden und zeichnen die Daten über den gesamten Messzeitraum auf. Die Daten können dann in Echtzeit an ein mobiles Endgerät übertragen werden, somit besteht die Möglichkeit, dem Patienten ein direktes Feedback über seine Belastung während der Mobilisation zu geben. Das bietet beispielsweise bei Patienten, die eine Teilbelastung mit einer bestimmten Belastungsgrenze einhalten müssen, die Möglichkeit, diese bei jedem Schritt zu überprüfen und dem Patienten durch das ständige Feedback ein besseres Gefühl für die reduzierte Belastung zu vermitteln. Aktuell wird dazu im Rahmen der Mobilisation durch die Physiotherapeuten eine Körperwaage verwendet, mit der zu Beginn des Gehtrainings demonstriert wird, wie sich eine Teilbelastung von beispielsweise 20kg anfühlt. Während des Gehens erhält der Patient allerdings kein Feedback mehr, ob die Belastungsgrenze überschritten wird. Ebenso kann bei Patienten mit erlaubter, schmerzadaptierter Vollbelastung die tatsächliche Belastung auf der betroffenen Extremität im direkten Vergleich zur gesunden Seite gemessen und so der Behandlungserfolg im Verlauf kontrolliert werden.

Als weitere Möglichkeit können die Daten der Messung in einer Cloud gespeichert werden, so können die Daten auch nach einem längeren Beobachtungszeitraum im Anschluss ausgewertet werden, womit auch die Beurteilung des Verlaufs über einen größeren Zeitraum ermöglicht wird. Dadurch könnten beispielsweise Follow-Up Ergebnisse über die Mobilität im Alltag über einen längeren Zeitraum bei Patienten im postoperativen Verlauf ermittelt und ausgewertet werden. Der Behandlungserfolg könnte so besser überprüft und die Nachbehandlung ggf. an den jeweiligen Patienten entsprechend angepasst werden.

Neben den Einsatzgebieten im klinischen Bereich der Unfallchirurgie bietet diese Sensortechnologie noch viele weitere Möglichkeiten zur Messung von Belastungen, beispielsweise zur Analyse bei sportlichen Aktivitäten, als Beispiel bei Skifahrern (73).

5. Zielsetzung der Studie

Ziel dieser Arbeit ist es mittels einer prospektiven Kohortenstudie Unterschiede in der postoperativen Belastung zwischen zwei unterschiedlichen Frakturarten herauszufinden. Der Hauptparameter dieser Studie ist die Belastung auf der operierten Extremität während der postoperativen Mobilisation. Verglichen werden hierbei ausschließlich Patienten mit proximalen Femurfrakturen (Schenkelhalsfrakturen und pertrochantäre Frakturen), die endoprothetisch mittels Hemi- oder Totalendoprothese, bzw. osteosynthetisch durch Implantation eines intramedullären Marknagels versorgt werden. Der Hauptparameter wird mittels Ganganalyse unter Verwendung von Sensorsohlen der Firma Novel® zur Ermittlung der Belastung erfasst. Außerdem werden zur Gesamteinschätzung des postoperativen Outcomes weitere Belastungswerte zu definierten Zeitpunkten der Ganganalyse ermittelt. Die Punkte Mobilität und Selbstständigkeit im Alltag vor und nach dem operativen Eingriff unter Zuhilfenahme etablierter Scores erfasst.

Vor Beginn der Studie wurde folgende Hypothese aufgestellt:

Patienten mit endoprothetisch versorgter Schenkelhalsfraktur belasten die operierte Extremität in der frühen postoperativen Phase mit anteilig mehr Körpergewicht, als Patienten mit osteosynthetisch versorgter pertrochantärer Femurfraktur.

Zu Beginn der Studie lag ein positives Ethikvotum der Ethikkommission der medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München vor (Ref. Nr.: 214-16, Online-Registrierungsnummer: DRKS00012800). Die Studie wurde unter Einhaltung der Deklaration von Helsinki durchgeführt. Die Firma Novel® beteiligte sich nicht finanziell an der Studie, es liegt kein Interessenskonflikt vor.

6. Material und Methoden

6.1. Studiendesign

Die Aufnahme der Patienten in die Studie erfolgte postoperativ auf Station, da Patienten mit Schenkelhalsfrakturen, bzw. pertrochantären Femurfrakturen, die eine Indikation für eine operative Versorgung darstellen, innerhalb kürzester Zeit nach Einlieferung in das Krankenhaus operiert werden. Alle Patienten wurden vorab sorgfältig über die Studie aufgeklärt und erst nach schriftlicher Einwilligung aufgenommen. Postoperativ wurden alle Patienten von dem gleichen erfahrenen physiotherapeutischen Team betreut und mobilisiert. Die Ganganalyse erfolgte nach erfolgreicher Mobilisation der Patienten auf Stationsebene in einem standardisierten Ablauf, in der Regel am fünften postoperativen Tag. Zur Messung der Belastung wurden Sensorsohlen und die dazugehörige App loadsol® der Firma Novel verwendet. Zur Einschätzung der Mobilität und Selbstständigkeit im Alltag der Patienten wurden folgende Scores erhoben: Barthel-Index, Mini-Mental-State-Examination Test, New Mobility Score nach Parker und Palmer, und Charlson-Index. Die Erhebung erfolgte durch einen Fragebogen in Anwesenheit einer der Studienleiter, der für Fragen zur Verfügung stand. Zur Einschätzung der Schmerzen wurde eine visuelle Analogskala mit anschließender skalierter Auswertung von null bis zehn verwendet. Um die durch die Sensorsohlen gemessenen Absolutwerte für die Belastung zwischen den einzelnen Patienten vergleichen zu können, wurden diese im Anschluss an die Messung in Prozent zum Körpergewicht der Patienten umgerechnet. Hierfür wurde jeder Patient vor Beginn der Messung mit Hilfe einer Körperwaage gewogen und das tagesaktuelle Gewicht wurde dokumentiert.

Das postoperative Management wurde durch die Studie nicht beeinflusst.

6.2. Ein- und Ausschlusskriterien

In die Studie wurden alle mobilen Patienten über 65 Jahren mit Schenkelhalsfraktur, bzw. pertrochantärer Femurfraktur, die operativ durch eine TEP oder Duokopfprothese, bzw. einen PFNA versorgt wurden, in die Studie eingeschlossen.

Ausgeschlossen wurden alle Patienten mit erheblichen kognitiven Einschränkungen, beispielsweise mit postoperativem Delir, Patienten mit schwerwiegenden Demenzerkrankungen, bei Zustand nach Apoplex mit Residuen, oder mit anderen die kognitive Leistungsfähigkeit einschränkende Erkrankungen. Hintergrund hierfür war, dass für eine repräsentative Erhebung der Scores und die Einwilligung in die Studie, eine entsprechende kognitive Leistungsfähigkeit der Patienten gewährleistet sein muss.

Ebenfalls ausgeschlossen wurden Patienten mit stark einschränkenden Komorbiditäten, die eine Limitierung der Mobilisation darstellen. Dazu zählt das Vorliegen einer schweren COPD, einer fortgeschrittenen Herzinsuffizienz oder schweren neurologischen Erkrankung. Außerdem Patienten, die aufgrund weiterer zusätzlicher beim Unfallhergang entstandener Frakturen in ihrem Gangbild eingeschränkt waren oder bereits vor der Operation unter muskuloskelettalen Einschränkungen litten oder bei denen anderweitig bedingt eine Einschränkung der Mobilität vorlag.

Außerdem durfte, um eine sorgfältige Aufklärung über die Studie und eine korrekte Erhebung der Scores zu gewährleisten, keine sprachliche Barriere vorliegen und die Patienten mussten mit dem Einschluss in die Studie schriftlich einverstanden sein.

Da in dieser Studie nur Sensorsohlen der Schuhgröße 36 bis 44 zur Verfügung standen, wurden außerdem alle Patienten mit Schuhgrößen außerhalb dieses Bereichs ausgeschlossen.

Einschlusskriterien
• pertrochantäre Femurfrakturen, bzw. Schenkelhalsfrakturen mit OP-Indikation • Alter über 65 Jahren
Ausschlusskriterien
• erhebliche kognitive Einschränkungen (postoperatives Delir, schwerwiegende Demenzerkrankungen, Zustand nach Apoplex mit Residuen) • schwere Komorbiditäten, die die Mobilisation beeinflussen (COPD, fortgeschrittene Herzinsuffizienz, neurologische Erkrankungen) • weitere Frakturen • bekannte muskuloskelettale Einschränkungen • sprachliche Barriere • Schuhgröße < 36 oder > 44

Tabelle 1 Ein- und Ausschlusskriterien

6.3. Sensorsohlen und Software

Abbildung 16 Beispiel einer im Schuh platzierten Sensorsohle und weitere Sohlen in verschiedenen Größen im Hintergrund, „Loadsol biomechanics“ der Fa. Novel (74)

Für die Ganganalyse und deren Auswertung wurden Sensorsohlen und die Software loadsol® der Firma Novel verwendet. Dabei handelt es sich um dünne Einlegesohlen mit integrierten Kraftsensoren, die bei jedem Schritt die auf den jeweiligen Fuß wirkende Kraft messen. Je nach Modell sind pro Sohle ein bis drei Kraftsensoren verbaut, die in unterschiedlicher Anordnung erhältlich sind und so dem jeweiligen Zweck bestmöglich angepasst werden können. In dieser Studie wurden Sensorsohlen verwendet, die die Kraft auf der gesamten Fußfläche messen. Der Kraftbereich liegt standardmäßig zwischen 20 und 2500 N bei einer Abtastrate von maximal 200 Hz. Die Elektronik zur Erfassung und Übertragung der Daten ist

separat zur Anbringung am äußeren Schuh verbaut, per Bluetooth werden die Daten an das jeweilige mobile Endgerät mit der loadsol® Software übertragen.

Die plantare Kraft kann statisch beim Stehen, bzw. dynamisch beim Gehen und Laufen erfasst werden. Dabei wird die gesamte Fläche der Fußsohle erfasst, bzw. in bis zu drei einzelnen Regionen aufgeteilt. Durch die flexible Sensorik kann die Sohle auch bei sportlichen Aktivitäten in nahezu allen Schuhen verwendet werden.

Die Daten werden in Echtzeit an die loadsol® App auf ein mobiles Endgerät übertragen und dort gespeichert. Außerdem besteht die Möglichkeit die Daten in einer Cloud zu speichern, wodurch sie zu einem späteren Zeitpunkt auf den PC übertragen und ausgewertet werden können. Das ermöglicht Langzeitmessungen zur Beurteilung von Gangstabilität, Impuls, Schrittfrequenz, Balance und Belastung (74).

Abbildung 17 Screenshot einer Messung, (rot) operiertes Bein, (blau) gesundes Bein, Y-Achse Kraft in [N], X-Achse Zeit in [h], zu sehen sind jeweils 4 Schritte

Vor jeder Messung werden die Sohlen einzeln auf null geeicht. Individuell können im Anschluss verschiedene Parameter für die Analyse festgelegt werden. Beispielsweise eine obere und untere Belastungsgrenze, die Anzahl und Art der Darstellung der einzelnen Sohlen, sowie die Definition eines Schrittes, sprich ab welcher Kraft und welcher Kontaktzeit die Software einen Schritt auch tatsächlich als Schritt erkennt und aufzeichnet. Nach Beenden der Messung werden automatisch weitere Parameter, wie die prozentualen Anteile der Belastung unter, über und innerhalb der Belastungsgrenzen angezeigt.

Abbildung 18 Screenshot der Maske nach Abschluss einer Messung mit oberer Kraftgrenze bei 200 N (horizontale, schwarz gestrichelte Linie), die Werte 'below' (unterhalb), 'between' (innerhalb) und 'above' (oberhalb) geben den prozentualen Anteil an der Gesamtbelastung an, Sensor name (Sohlennummer mit 'L' für links, 'R' rechts), pt119.10 (Nummer des Patienten in der Studie)

In der gespeicherten Datei können anschließend alle Parameter über den gesamten Zeitraum und zu jedem einzelnen Zeitpunkt der Messung für jede Sensorsohle separat analysiert werden.

Für diese Studie wurden Sohlen und einheitliche Schuhe in den Größen 36-44 genutzt und individuell für jeden Patienten passend ausgewählt. Die Sohlen wurden vor der Untersuchung in den Schuhen platziert und per Bluetooth mit dem mobilen Endgerät verbunden. Vor jeder Messung wurden die Sohlen durch vollständiges Abheben der Füße vom Boden neu auf den Nullwert geeicht.

6.4. Vorgehen am Patienten

Nach Aufklärung und schriftlicher Einwilligung der Patienten wurden die in Kapitel 2.1. genannten Scores in Form eines Fragebogens erhoben und die Schmerzen am Tag der Messung mit Hilfe einer visuellen Analogskala dokumentiert. Danach wurde die Ganganalyse durchgeführt und im Anschluss daran analysiert und ausgewertet.

6.4.1. Ganganalyse

Die Ganganalyse wurde bei allen Patienten in einem standardisierten Setting auf der jeweiligen Station durchgeführt.: Die Patienten begannen im Sitzen auf einem sicheren Stuhl mit Armlehnen, danach sollten sie aufstehen, eine festgelegte und markierte gerade Strecke mit einer Distanz von 20m gehen, an der Markierung wenden, die gleiche Strecke von 20m wieder zurückgehen und sich zum Abschluss wieder auf den Stuhl hinsetzen. Daraus ergeben sich verschiedene Phasenarten - ungleichmäßige, in denen der Patient aufsteht, wendet und sich wieder hinsetzt und zwei konstante Gangphasen. Das Setting hatte den Hintergrund, auf diese Weise möglichst alle relevanten Alltagsbewegungen abzudecken. Für die Ganganalyse

durften die Patienten ein Hilfsmittel ihrer Wahl verwenden, mit dem sie sich in der Lage sahen, die Strecke der Ganganalyse durchzuführen. Zur Auswahl standen Gehwagen, Unterarmgehstützen oder Rollatoren.

Via Bluetooth werden die Echtzeitdaten der Sensorsohlen während der Messung auf das mobile Endgerät übertragen, dort in der App loadsol® gespeichert und im Anschluss an den Test analysiert. In den Einstellungen konnten für die Messungen vorab einzelne Rahmenparameter festgelegt werden. Dazu gehört unteranderem unter welchen Bedingungen von der Software ein Schritt als solcher erkannt werden soll. Bei den im Rahmen der Studie durchgeführten Messungen wurden einheitlich bei allen Patienten die gleichen Einstellungen verwendet. Dabei wurde als Mindestgrenze für die Belastung 20N festgelegt, für die Mindestkontaktzeit 200ms und die maximale Kontaktzeit 4000ms. Das bedeutet, dass eine Belastung von mehr als 20N für einen Zeitraum von 200-4000ms, von der Software als Schritt gewertet wird. Jedes Ereignis mit einer Dauer über 4000ms wird von der Software als Standphase interpretiert. Eine Belastung, die weniger als 20N beträgt, wird ebenfalls nicht als Schritt gewertet, dadurch soll das Einfließen ungewollter Störbewegungen in die Messergebnisse vermieden werden.

6.4.2. Mobilität und Alltagsfähigkeit

Um die Gesamtsituation der Patienten in Bezug auf die Mobilität und Selbstständigkeit im Alltag und Allgemeinzustand zu erfassen, wurden folgende Scores für jeden Patienten erhoben:

Zum Ausschluss schwerer kognitiver Defizite oder Gedächtnisstörungen wurde der Mini-Mental-State-Examination Test (MMSE) durchgeführt. Dieser kognitive Kurztest eignet sich im klinischen Alltag als einfach und schnell durchführbares Diagnostikmittel zum Ausschließen einer schweren Demenz (75). Die maximale Punktzahl beträgt 30 Punkte. 27-30 Punkte schließen eine Demenz sehr wahrscheinlich aus. bei 20-27 Punkten liegt mit erhöhter

Wahrscheinlichkeit eine leichte, bei 10-20 Punkten eine mittelgradige und unter zehn Punkten eine schwere Demenz vor (76).

Der New Mobility Score nach Parker und Palmer (PPMS) wurde zur Einschätzung der Mobilität im Alltag vor der Fraktur und nach der Operation erhoben. Der Test ist leicht durchzuführen, setzt aber eine entsprechende kognitive Leistungsfähigkeit des Patienten bei den Angaben voraus. In dem Score wird die Mobilität im häuslichen und außerhäuslichen Umfeld abgefragt und ob diese selbstständig, unter zu Hilfenahme von Gehunterstützungen, anderen Personen oder gar nicht möglich ist. In den drei Kategorien können jeweils null bis maximal drei Punkte erreicht werden, insgesamt maximal neun (77).

Zusätzlich diente der Barthel-Index, nach Barthel und Mahoney, zur Erfassung der Selbstständigkeit in den täglichen Basisaktivitäten der Untersuchten vor und nach der Fraktur. Zu dem Test gehören Fragen zur Selbstständigkeit beim Essen und Trinken, Baden und Duschen, An- und Ausziehen, Bett- und Stuhltransfer, bei der Körperpflege, Stuhl- und Harnkontinenz, Benutzung der Toilette, zur eigeneständigen Mobilität und inwieweit das Treppensteigen noch möglich ist. Maximal können hierbei 100 Punkte erreicht werden, dieser Wert sagt aus, dass der Patient in der Lage ist, selbstständig zu essen, seine tägliche Körperpflege durchzuführen und sich im häuslichen Umfeld fortzubewegen, bei Einschränkungen in einzelnen oder allen Tätigkeiten werden entsprechend Punkte abgezogen. Dieser Test wird üblicherweise über die Dauer des gesamten Krankenhausaufenthaltes regelmäßig erhoben und dient als etablierter Test der Einschätzung welche Rehabilitationsmaßnahmen bei dem jeweiligen Patienten erforderlich, bzw. sinnvoll durchführbar sind (78) (77).

Zur Einschätzung der Komorbiditäten der Patienten diente der Charlson-Komorbiditätsindex. Es existieren verschiedene Varianten des Test, in dieser Studie wurde der Royale College of Surgeons (RCS) Charlson-Komorbiditätsindex verwendet, mit insgesamt 19 abgefragten Krankheiten, die jeweils mit einem Wert zwischen eins und sechs bewertet werden, mit dem Ziel die Überlebenswahrscheinlichkeit des Patienten abzuschätzen (79) (80) (81).

6.4.3. Schmerzen

Um die Schmerzen in der postoperativen Situation bei den Patienten feststellen zu können, wurde eine VAS (Visuelle Analogskala) von null bis zehn verwendet, wobei null bedeutet, dass der Patient keine Schmerzen verspürt und zehn, dass die Schmerzen für den Patienten eine nicht ertragbare Intensität aufweisen. Der Patient trägt dabei auf einer Linie ohne Skalierung, aber mit definiertem Nullpunkt links und Maximalwert rechts, den empfundenen Wert ein. Im Anschluss wird der Wert mit einer entsprechenden Skala von null bis zehn eingestuft. Die Werte wurden für die Situation in Ruhe, definiert als Liegen im Bett oder ruhigem Sitzen am Bettrand und für Belastung erhoben, dabei wurden die empfundenen Schmerzen während der Ganganalyse als Wert verwendet.

6.5. Auswertung mit der loadsol® App

Nach Abschluss der Messung, kann in der gespeicherten Datei jeder einzelne Schritt zu jedem beliebigen Zeitpunkt der Messung ausgewertet werden und zusätzlich werden von der Software selbst die Durchschnittswerte für die gesamte Messung berechnet.

6.5.1. Gemessene Parameter

Abbildung 19 Screenshot nach Messung: Steps (Schrittzahl), Avg.CT (Averaged Contact Time), Avg. Pf (Averaged Peak Force), Avg. Lr (Averaged Loading Rate), FTI (Force Time Integral), Sensor name (Sohlennummer mit 'L' links, 'R' rechts)

Nach Abschluss und Speicherung der Messung werden von der Software automatisch folgende Parameter berechnet:

Dauer der Messung [in s]; Steps (Schrittzahl); Averaged Contact Time [in ms] (durchschnittliche Kontaktzeit pro Schritt); Averaged Peakforce [in N] (durchschnittliche Maximalbelastung, Ermittlung beginnt nach drei vollständig abgeschlossenen Schritten); Averaged Loadingrate [in N/s] (durchschnittliche Belastungsrate), Force-Time-Integral [in Ns]

(Kraft-Zeit-Integral, entspricht der Fläche unter der Belastungskurve), außerdem Average Body Load over Time [in N] (ABLT, vom System ermitteltes Gewicht der Testperson, dient der Überprüfung der Messung) und Factor of Imbalance (FOIB, kann Werte zwischen null und eins für die jeweilige Extremität annehmen, wobei null bedeutet, dass beide Extremitäten exakt symmetrisch belastet werden, eins, dass das gesamte Gewicht auf eine Extremität verlagert wird, angegeben wird nur die stärker belastete Extremität).

6.5.2. Berechnete Parameter

Die in Kapitel 6.5.1. genannten automatisch berechneten Parameter beziehen sich auf den gesamten Zeitraum der Messung. Zusätzlich dazu kann in der gespeicherten Datei zu jedem beliebigen Zeitpunkt der Messung, die zu diesem Zeitpunkt auf die Sohlen einwirkende Kraft abgelesen werden, als Gesamtbelastung und für jede Sohle separat.

Während der Messung wurden die einzelnen Phasen von Aufstehen, Wenden und Hinsetzen zeitlich dokumentiert und im Anschluss an die Messung die Spitzenwerte der Belastung zu diesen definierten Zeitpunkten ermittelt, jeweils für die gesunde und die operierte Extremität. Die Werte der Belastung werden von der Software als Absolutwerte in N angegeben. Um diese Werte zwischen den Patienten vergleichen zu können wurden sie für jeden Patienten zu dem vor der Messung ermittelten Körpergewicht in Relation gesetzt. In der Auswertung wurden alle Werte in Prozent zum Körpergewicht angegeben. Hauptparameter waren zum einen die Spitzenbelastung auf der operierten Extremität während der Gangphase, genannt „Maximalbelastung“ und die über die gesamte Messung von der Software ermittelte „Durchschnittliche Maximalbelastung“ der operierten Extremität.

Die Geschwindigkeit der Patienten wurde aus der gemessenen Zeit für die festgelegte Gehstrecke von 20m für den Hin- und Rückweg ermittelt und im Anschluss der Durchschnitt beider Werte berechnet.

7. Statistische Analyse

7.1. Poweranalyse

Im Vorfeld zu der eigentlichen Studie wurde eine Poweranalyse, zur Abschätzung der benötigten Fallzahl, unter Verwendung des Tools „Powerandsamplesize.com, 2013-2020 HyLown Consulting LLC • Atlanta, GA“, durchgeführt. Dafür wurden Daten aus einer vorangegangenen Pilotstudie mit insgesamt 15 Patienten, davon sieben prothetisch versorgte und acht osteosynthetisch versorgte Frakturen, herangezogen. Analysiert wurde der Hauptparameter „Maximalbelastung“. Dabei ergab sich bei einem Mittelwert von 73,8% (± 16,96 SD) in der prothetischen und 62,2% (± 8,84 SD) in der osteosynthetischen Gruppe, bei einer festgelegten Standardabweichung (SD) von 14 und, gemäß den üblichen Standards, einer Power von 80% und einem α von 5%, eine geschätzte Fallzahl von 25 in der prothetischen und 27 in der osteosynthetischen Gruppe.

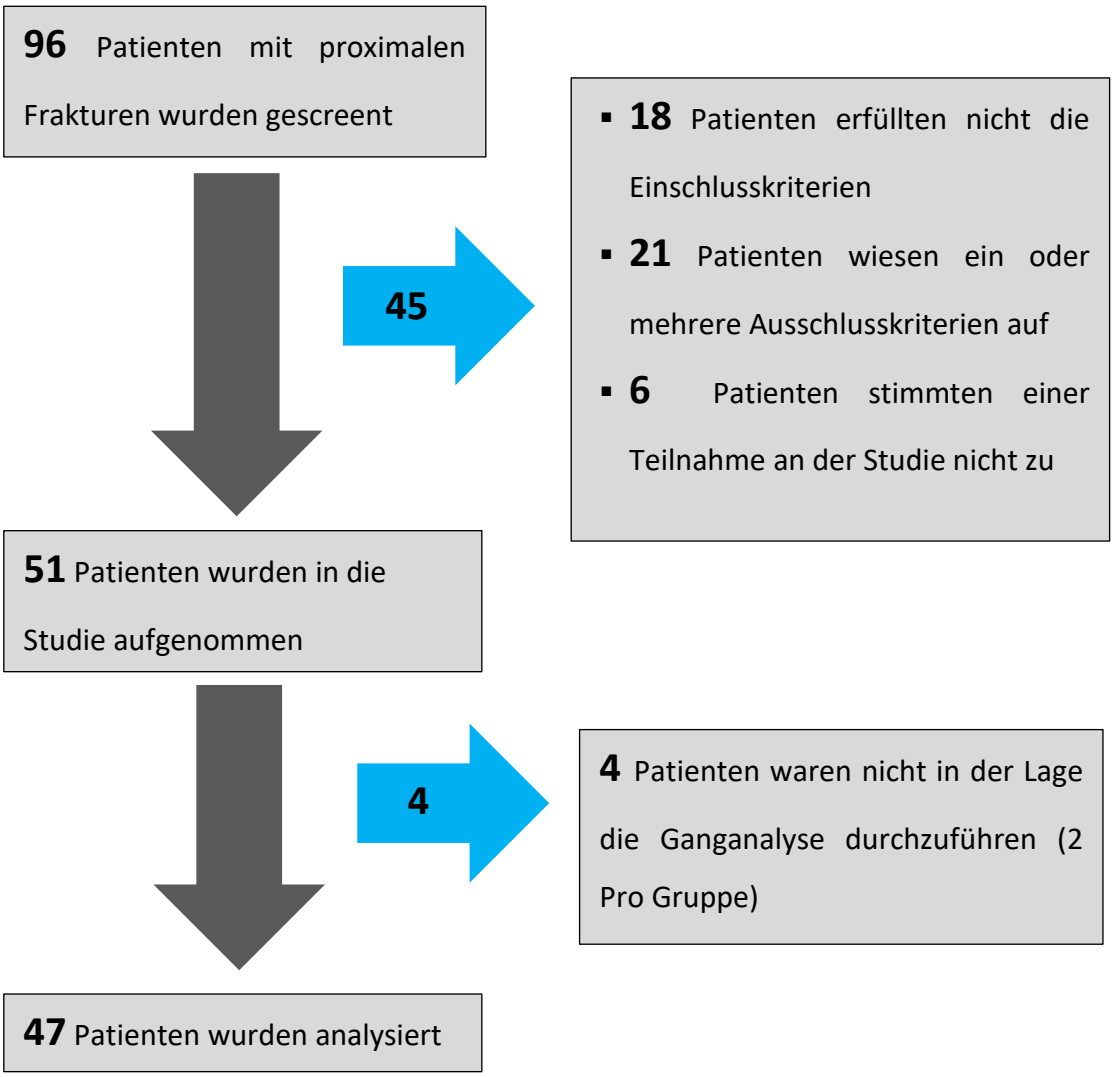
7.2. Auswertung der Ergebnisse

Im Rahmen der eigentlichen Studie wurden insgesamt 47 Patienten erfasst. Davon waren 20 Patienten in der endoprothetischen und 27 in der osteosynthetischen Gruppe. Auf Grund der Gruppengrößen und einer fehlenden Normalverteilung in einer der beiden Gruppen, wurde ein Rangsummentest zur Analyse statistisch signifikanter Unterschiede zwischen beiden Patientengruppen verwendet, der Mann-Whitney-U-Test, das nicht parametrische Korrelat zum t-Test. Ausgewertet wurden hierbei die Hauptparameter „Maximalbelastung“ (‚Maximum Peakforce‘) und „Durchschnittliche Maximalbelastung“ (‚Averaged Peakforce‘). Das Signifikanzniveau wurde dabei für $p < 0,05$ festgelegt.

Für die statistische Analyse und die Grafiken wurde das Statistik Programm IBM SPSS Statistics Version 24 (IBM Germany GmbH, Ehningen, Germany) verwendet.

8. Ergebnisse

Im Zeitraum von Oktober 2017 bis April 2018 wurden alle Patienten mit Schenkelhalsfraktur, bzw. pertrochantärer Femurfraktur, über 65 Jahren für diese Studie gescreent. Insgesamt erfüllten 47 Patienten die Einschlusskriterien dieser Studie.



8.1. Ergebnisse der Ganganalyse

Im Zeitraum vom Oktober 2017 bis April 2018 wurden im Rahmen dieser Studie insgesamt 47 Patienten mit Schenkelhalsfraktur, bzw. pertrochantärer Femurfraktur untersucht. 20 Patienten, sieben Frauen und dreizehn Männer, mit Schenkelhalsfraktur im durchschnittlichen Alter von 78,95 Jahren (± 7,81 SD) wurden endoprothetisch durch Einsetzen einer TEP, bzw. eines Duokopfes (HEP) versorgt. 27 Patienten, neunzehn Frauen und acht Männer, mit pertrochantärer Femurfraktur im Durchschnittsalter von 80,63 Jahren (± 8,40 SD) wurden osteosynthetisch durch einen PFNA versorgt.

	Endoprothetische Versorgung	**Osteosynthetische Versorgung**
Patientenanzahl	20	27
Durchschnittsalter	78,95 (± 7,81 SD)	80,63 (± 8,40 SD)
Geschlecht	7w, 13m	19w, 8m

Tabelle 2 Demografische Daten (SD= Standardabweichung, w=weiblich, m=männlich)

Bei der Auswertung der beiden Hauptparameter der Studie, „Maximalbelastung“ und „Durchschnittliche Maximalbelastung“, stellte sich heraus, dass die endoprothetisch versorgten Patienten das operierte Bein mit durchschnittlich 74,01 % (± 13,60 SD) ihres Körpergewichts („Maximalbelastung“) belasteten und damit signifikant (p= 0,002) mehr als die Patienten mit osteosynthetischer Versorgung, die ihr operiertes Bein im Durchschnitt mit nur 62,70 % (± 8,28 SD) ihres Körpergewichts („Maximalbelastung“) belasteten.

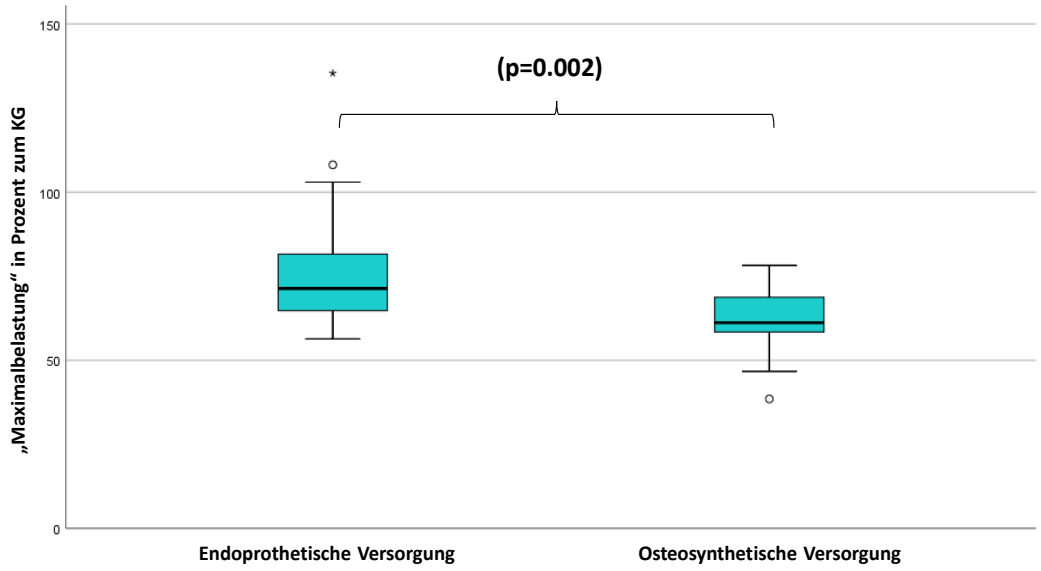


Abbildung 20 Boxplotdiagramm "Maximalbelastung", x-Achse Gruppe, y-Achse Maximalbelastung in Prozent zum Körpergewicht (KG), p-Wert = 0,002

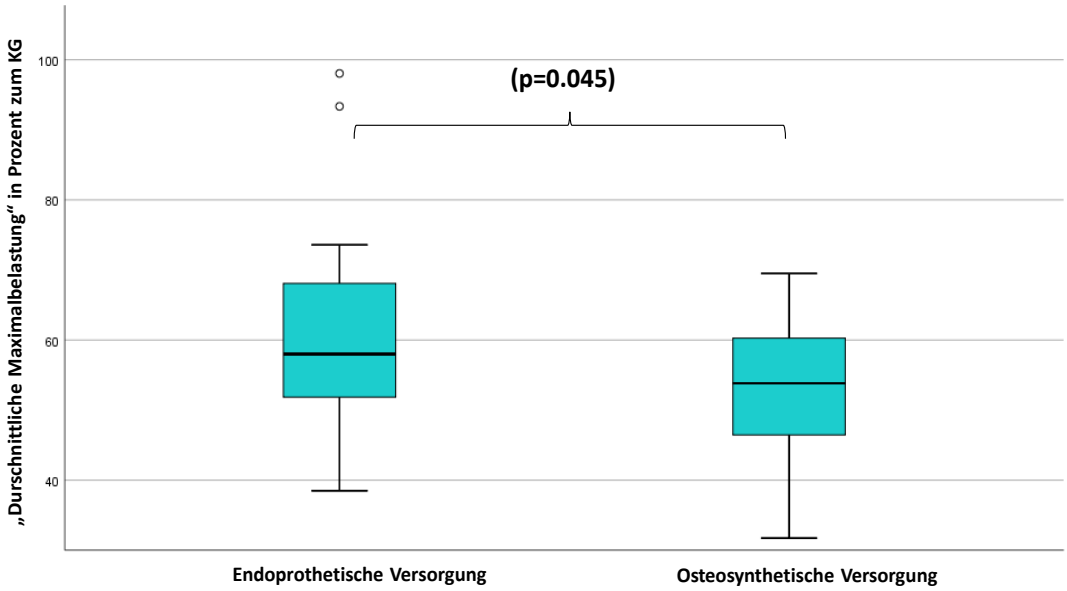


Abbildung 21 Boxplotdiagramm "Durchschnittliche Maximalbelastung", x-Achse Gruppe, y-Achse Durchschnittliche Maximalbelastung in Prozent zum Körpergewicht (KG), p-Wert = 0,045

Die von der Software ermittelte „Durchschnittliche Maximalbelastung“ über den gesamten Messzeitraum ergab ebenfalls einen signifikanten Unterschied (p= 0,045) in beiden Gruppen, die endoprothetisch versorgten Patienten belasteten die operierte Extremität hier mit durchschnittlich 61,6 4% (± 14,6 SD) ihres Körpergewichts, die osteosynthetisch versorgten Patienten hingegen nur mit 53,17 % (± 9,31 SD) ihres Körpergewichts.

Neben den beiden Hauptparametern wurden noch die Spitzenbelastungswerte auf der operierten Extremität während des Aufstehens, Wendens und Hinsetzens ermittelt. Dabei ergaben die Messungen, dass die Patienten der endoprothetisch versorgten Gruppe das operierte Bein beim Aufstehen im Durchschnitt mit 54,08 % (± 17,18 SD) ihres Körpergewichts belasteten und damit signifikant mehr (p= 0,006) als die osteosynthetisch versorgten Patienten mit im Durchschnitt 39,29 % (± 13,81 SD) ihres Körpergewichts. Ähnlich verhielt es sich beim Hinsetzen, wo die endoprothetische Gruppe das operierte Bein durchschnittlich mit 54,53 % (± 18,36 SD) ihres Körpergewichts belastete, die osteosynthetische Gruppe weniger, statistisch nicht signifikant (p= 0,138), mit durchschnittlich 44,48 % (± 16,31 SD). Beim Wenden ergab sich mit einer Durchschnittsspitzenbelastung von 52,99 % (± 18,39 SD) in der endoprothetischen und 50,08 % (± 13,54 SD) in der osteosynthetischen Gruppe, kein signifikanter Unterschied. Bei keinem der Patienten kam es zu extrem hohen Belastungsspitzen in einer der genannten Phasen. In der endoprothetisch versorgten Gruppe lag der höchste Wert der Maximalbelastung in einer der o.g. Phasen bei 90 %, in der osteosynthetisch versorgten Gruppe bei 76 % des eigenen Körpergewichts.

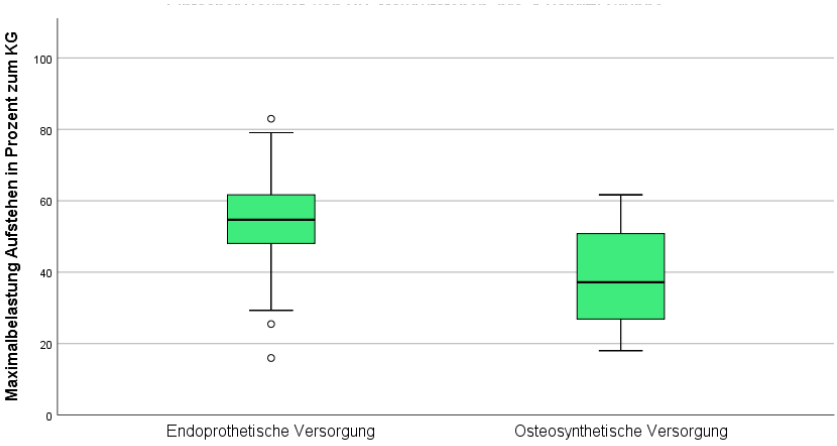


Abbildung 22 Boxplotdiagramm "Maximalbelastung Aufstehen", x-Achse Gruppe, y-Achse Maximalbelastung in Prozenz zum Körpergewicht (KG)

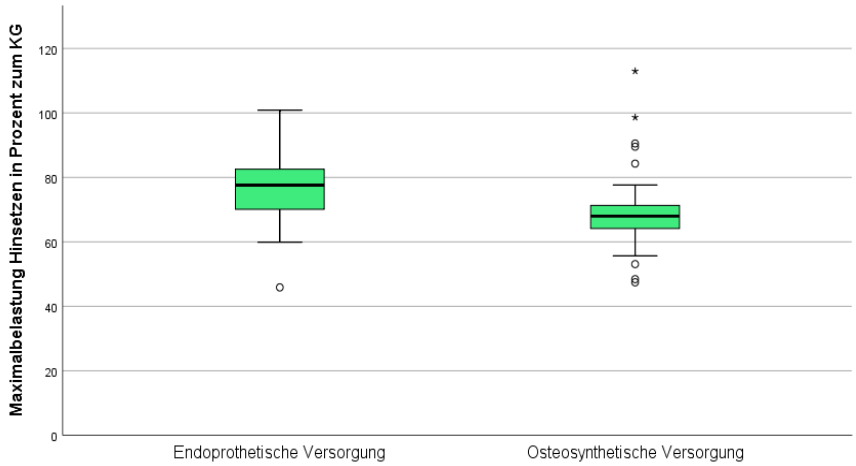


Abbildung 23 Boxplotdiagramm "Maximalbelastung Hinsetzen", x-Achse Gruppe, y-Achse Maximalbelastung in Prozenz zum Körpergewicht (KG)

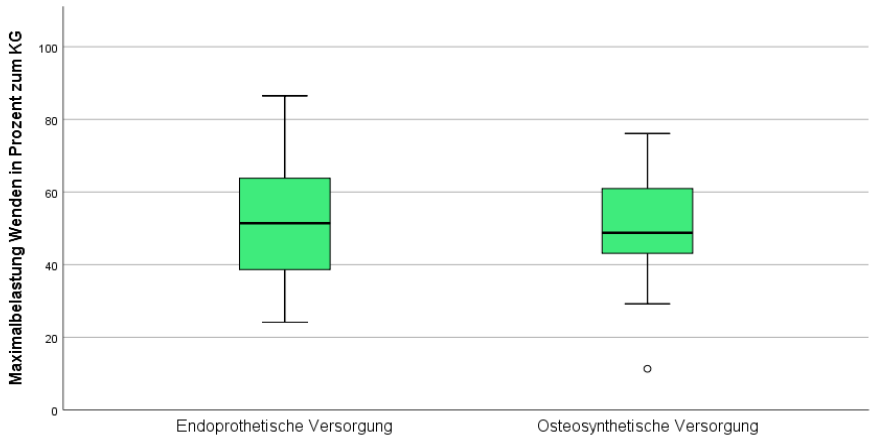


Abbildung 24 Boxplotdiagramm "Maximalbelastung Wenden", x-Achse Gruppe, y-Achse Maximalbelastung in Prozenz zum Körpergewicht (KG)

Die Auswertung der Geschwindigkeit ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Patientengruppen (p=0,360). In der endoprothetisch versorgten Gruppe wurde die Gehstrecke von 20m im Durchschnitt mit einer Geschwindigkeit von 0,29 m/s (± 0,15 SD)

absolviert, in der osteosynthetisch versorgten Gruppe mit einer Geschwindigkeit von 0,24 m/s (± 0,13 SD).

Für die Ganganalyse stand den Patienten ein Hilfsmittel ihrer Wahl zur Verfügung, mit dem sie sich in der Lage fühlten, die vorgegebene Strecke der Ganganalyse zu absolvieren. In der endoprothetisch versorgten Patientengruppe verwendeten acht Patienten Unterarmgehstützen, neun einen Gehwagen und drei einen Rollator. In der osteosynthetisch versorgten Gruppe nahmen sieben Patienten die Unterarmgehstützen, neunzehn den Gehwagen und ein Patient den Rollator zu Hilfe. Kein Patient absolvierte die Gehstrecke ohne Zuhilfenahme einer Gehhilfe.

Alle Patienten waren in den postoperativen, radiologischen Kontrollen unauffällig, es gab keine Hinweise auf Implantatversagen oder Repositionsverlust. Bei keinem der Patienten lagen Wundheilungsstörungen oder andere postoperative Komplikationen vor, die die frühe postoperative Mobilisierung eingeschränkt hätten.

8.2. Ergebnisse der Mobilität und Alltagsfähigkeit

Für die erhobenen Scores konnte bei keinem ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Patientengruppen, weder vor noch nach der Operation, festgestellt werden. In der endoprothetisch versorgten Gruppe betrug der PPMS vor dem Ereignis im Durchschnitt 8,50 (± 1,24 SD), bei der osteosynthetischen Gruppe betrug er 8,33 (± 1,49 SD). Postoperativ lag der Wert für den PPMS in der endoprothetischen Gruppe bei 5,10 (± 1,59 SD), in der osteosynthetischen Gruppe bei 5,07 (± 1,33). Beim Barthel-Index gaben die Patienten der endoprothetisch versorgten Gruppe vor dem Ereignis im Durchschnitt einen Wert von 96,50 (± 7,96 SD) an, nach der Operation einen durchschnittlichen Wert von 65,25 (± 13,42 SD). Die Patienten der osteosynthetisch versorgten Gruppe gaben beim Barthel-Index vor dem Ereignis im Durchschnitt einen Wert von 96,85 (± 5,74 SD), nach der Operation einen durchschnittlichen Wert von 66,48 (± 13,72 SD). Im Charlson-Index lag der Durchschnittswert der endoprothetischen Gruppe bei 2,0 (± 2,68 SD), in der osteosynthetischen Gruppe bei 1,07 (± 1,59 SD). Beim MMSE lagen die Patienten der endoprothetischen Gruppe im Durchschnitt

bei 28,65 (± 3,53 SD), die der osteosynthetischen Gruppe bei 28,44 (± 0,77), bei keinem der Patienten lag eine schwere Demenz (< 10 Punkte) vor.

Score	Endoprothetische Versorgung	SD	Osteosynthetische Versorgung	SD	Signifikanz (p-Wert)
Charlson-Index	2,0	2,68	1,07	1,59	0,444
MMSE	28,65	3,53	28,44	3,51	0,765
PPMS prä OP	8,50	1,24	8,33	1,49	0,718
PPMS post OP	5,10	1,59	5,07	1,33	0,546
BI prä OP	96,50	7,96	96,85	5,74	0,785
BI post OP	65,25	13,42	66,48	13,72	0,854

Tabelle 3 Ergebnisse der Auswertung von Charlson-Index, MMSE, PPMS prä- und postoperativ, Barthel-Index prä- und postoperativ, jeweils mit Standardabweichung (SD) und Signifikanz (p-Wert)

8.3. Ergebnisse der Schmerz-Analyse

Die Analyse der Schmerzen über die visuelle Analogskala ergab, dass die Schmerzen der endoprothetisch versorgten Patienten im Durchschnitt einen Wert von 2,2 (± 2,74 SD) hatten, die osteosynthetisch versorgten Patienten einen geringfügig höhere durchschnittliche Schmerzen im Wert von 3,22 (± 1,59 SD), der Unterschied war statistisch nicht signifikant (p= 0,16).

9. Diskussion

9.1. Ergebnisse der Ganganalyse

Die Ganganalyse hat gezeigt, dass Patienten mit Schenkelhalsfraktur, die durch eine Endoprothese versorgt wurden, ihr operiertes Bein in der frühen postoperativen Phase mit signifikant mehr Körpergewicht belastet haben, als Patienten mit petrochantärer Femurfraktur, die durch Implantation eines intramedullären Nagels versorgt wurden.

Um die möglichen Ursachen für die Differenzen in der frühen postoperativen Belastung herauszufinden, müssen die Unterschiede zwischen den beiden Patientengruppen genauer analysiert werden. Diese liegen zum einen in der genauen Lokalisation der Fraktur und zum anderen in der Art der Versorgung. Einen möglichen Ansatzpunkt für die Differenz stellen die postoperativen Schmerzen dar, die in der Folge zu einer verminderten Belastung des operierten Beines führen. Bei der endoprothetischen Versorgungsform wird das Hüftgelenk insgesamt, bzw. teilweise, je nach gewählter Prothesenform, durch ein künstliches Gelenk ersetzt, in der Folge existiert kein Frakturspalt mehr. Das Prinzip bei der Implantation eines intramedullären Marknagels beruht auf der rotationsstabilen Fixierung der Fragmente in anatomischer Position mit anschließender indirekter Frakturheilung über Kallusbildung. Im Bereich des Frakturspaltes kommt es bei Belastung zu Mikrobewegungen, die die Kallusbildung fördern (83). Diese Mikrobewegungen in der Frakturzone stellen einen möglichen Grund für verstärkte postoperative Schmerzen dar. Die Analyse der Schmerzen in Ruhe und bei Belastung in dieser Studie ergab allerdings keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen, die Schmerzen wurden in der osteosynthetisch versorgten Patientengruppe im Durchschnitt nur geringfügig stärker angegeben, als in der endoprothetisch versorgten Gruppe. Bei der Interpretation der Schmerzen sollte jedoch zusätzlich der unterschiedliche operative Zugangsweg der beiden Versorgungstechniken berücksichtig werden. Ein Vorteil der Implantation eines intramedullären Nagels ist der minimalinvasive Zugangsweg, der zum Einbringen des Implantats benötigt wird. Dadurch verringert sich der Weichteilschaden und die Wundoberfläche, was die postoperativen Schmerzen reduziert und nebenbei zusätzlich einen positiven Einfluss auf eine frühe

Genesung und eine kürzere Krankenhausaufenthaltsdauer hat (84) (85). Bei den Patienten der endoprothetischen Gruppe wurde zum Einbringen der Endoprothesen ein anterolateraler Zugangsweg verwendet. Dieser Zugang ist in der Regel mit einem höheren Weichteilschaden und in der Folge mit stärkeren postoperativen Schmerzen verbunden. Vor diesem Hintergrund ist es wiederum interessant, dass in der osteosynthetisch versorgten Patientengruppe tendenziell mehr Schmerzen, als in der endoprothetisch versorgten Gruppe angegeben wurden. Möglicherweise sollte genauer zwischen den einzelnen Arten von Schmerzen unterschieden werden und die Schmerzen in der Frakturzone stellen für Patienten einen größeren Hemmfaktor für eine Vollbelastung dar, als oberflächliche Wundschmerzen.

Eine Option postoperative Schmerzen zu therapieren stellt die in der endoprothetischen Versorgung von Hüftfrakturen bereits verbreitete, lokale Infiltration von Anästhetika im Bereich der Frakturzone dar (86). Auch wenn in der Literatur Uneinigkeit über Nutzen und Risiko lokaler Infiltrationen, bzw. ähnliche Verfahren, wie z.B. den N.-Femoralis-Block in der Alterstraumatologie besteht, wäre diese Methode eine Möglichkeit besonders auf die Schmerzen im Bereich der Frakturzone Einfluss zu nehmen (87) (88).

Allgemein stellen postoperative Schmerzen nicht nur ein Hindernis für eine frühe Mobilisation der Patienten dar, sondern gelten außerdem als Risikofaktor für das Auftreten eines postoperativen Delirs (89) (90). Eine optimale Behandlung der Schmerzen stellt eine große Herausforderung in der Nachbehandlung alterstraumatologischer Patienten dar, noch dazu, weil das Schmerzempfinden sich von Patienten zu Patienten individuell sehr stark unterscheidet und damit auch eine unterschiedlich intensive Medikation erfordert. Auf der anderen Seite birgt eine optimal auf den Patienten abgestimmte Analgesie aber auch großes Potential zur Verbesserung des Outcomes der Patienten.

Unabhängig von der konkreten Ursache der verminderten Belastung, steigert Immobilität bei älteren Patienten das Risiko für eine Reihe von Komplikationen. Durch die fehlende Bewegung kommt es zum Verlust von Muskelmasse, die in fortgeschrittenem Alter nur noch schwer wiederaufgebaut werden kann und zu Funktionsverlusten in der Mobilität führt. In weiterer Folge erhöht sich durch die Funktionseinschränkungen das Sturzrisiko und damit das Risiko für weitere Frakturen (91). Zusätzlich entsteht aus einer längeren Immobilisation heraus oft ein unsicheres, ungleichmäßiges Gangbild, daraus resultiert bei älteren Patienten häufig eine wachsende Furcht zu stürzen, bzw. kommt es tatsächlich zum Sturz, was

wiederum dazu führt, dass Bewegung zunehmend vermieden wird, es entsteht eine Abwärtsspirale (92).

Diesen Einfluss gilt es nach operativen Behandlungen von älteren Patienten unbedingt zu vermeiden und eine frühestmögliche Mobilisierung unter Vollbelastung anzustreben. Die Technik der Sensorsohlen hat sich dabei auch in einer Studie von Braun et al. als adäquates Mittel zur Verlaufskontrolle und Ermittlung von Risikopatienten, die Probleme in der postoperativen Mobilisierung aufweisen, herausgestellt (93). Bisher war es schwierig die tatsächliche Belastung in der Nachbehandlung der Patienten im klinischen Alltag zu messen und so eventuelle Defizite bei den Patienten festzustellen. Die Sensorsohlen stellen hierbei eine einfach anzuwendende Methode dar, sie können prinzipiell in die physiotherapeutische Mobilisierung integriert werden und die Behandlung, beispielsweise die Schmerzmedikation, einzelner Patienten, die Probleme in der Belastung aufweisen, könnte individuell angepasst und so das Outcome der Patienten verbessert werden.

Ähnliche Ergebnisse ergab auch eine ältere, ähnlich aufgebaute Ganganalysestudie von Koval et al., die ebenfalls eine reduzierte Belastung bei Patienten mit osteosynthetischer Versorgung feststellen konnte. In dieser Studie wurden insgesamt drei Patientengruppen mit Schenkelhals-, bzw. intertrochantären Femurfrakturen verglichen, denen einheitlich nach der Operation eine schmerzabhängige Vollbelastung erlaubt war. Ziel war es, die tatsächliche postoperative Belastung zu messen, vor dem Hintergrund, dass sich viele Operateure nach wie vor für eine Nachbehandlung mit Teilbelastung entscheiden. Ergebnis der Studie war, dass die Patienten ihr operiertes Bein im Durchschnitt mit 60-80 % ihres Körpergewichts belasten. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass die schmerzabhängige Bereitschaft der Patienten zur Belastung des operierten Beines die eigentliche Limitierung darstellt(82).

Bei beiden Studien wurden für die Messung der Belastung kabellose Sensorsohlen verwendet und den Patienten stand für die Ganganalyse ein Hilfsmittel ihrer Wahl zur Verfügung. Stärke der Studie von Koval et al. war der lange Zeitraum von zwölf Wochen über den die Patienten in ihrer postoperativen Phase regelmäßig gemessen wurden. Unterschieden haben sich die beobachteten Frakturarten (Schenkelhals vs. intertrochantäre Femurfraktur und Schenkelhals vs. pertrochantäre Fraktur) und osteosynthetische Versorgungsform. In der Studie von Koval et al. wurden dynamische Hüftschrauben und andere Schraubenosteosynthesen verwendet, im Gegensatz zum PFNA in dieser Studie.

Des Weiteren wurden für die Ermittlung der Belastung die durchschnittlichen Werte von fünf Schritten verwendet. In dieser Studie wurde die Belastung für eine Gehstrecke von insgesamt 40m mit Aufstehen und Hinsetzen gemessen.

In der Arbeit von Koval et al. lag der Fokus auf der Ermittlung der generellen postoperativen Belastung, wenn keine Belastungseinschränkungen vorliegen. Ziel dieser Studie war es, Unterschiede in der Belastung der beiden Frakturarten nach deren operativer Versorgung herauszufinden, um in weiterer Folge die Nachbehandlung und damit das Outcome der Patienten zu verbessern.

9.2. Ergebnisse der Scores

Die Auswertung der Scores ergab keine signifikanten Unterschiede in den Punkten Selbstständigkeit und Mobilität im Alltag, vor und nach der Operation. Der fehlende Unterschied vor der Fraktur spricht dafür, dass zu Beginn der Studie ähnliche Ausgangsbedingungen in beiden Gruppen gegeben waren. Durch die Ausschlusskriterien wurden bewusst Patienten mit bekannten Einschränkungen in der Mobilität nicht mit in die Studie einbezogen, um andere Einflussfaktoren als die Operation auf die Belastung zu minimieren. Angesichts der vorher aufgestellten Hypothese, dass endoprothetisch versorgte Patienten ihr operiertes Bein mehr belasten, als osteosynthetisch versorgte Patienten und den Ergebnissen der Ganganalyse, dass die Belastung tatsächlich signifikant höher war, würde man erwarten, dass sich dieser Unterschied auch in den Ergebnissen der Scores zur Beurteilung der Alltagsmobilität und Selbstständigkeit wiederspiegelt, was in dieser Studie jedoch nicht der Fall war. Der fehlende Unterschied lässt sich wahrscheinlich durch den Zeitpunkt der Erhebung erklären. Die Ganganalyse und die Erhebung der Scores fanden in der frühen postoperativen Phase während des stationären Krankenhausaufenthaltes statt. Die Fragen des Barthel-Index und PPMS beziehen sich auf Alltagssituationen und Aktivitäten des alltäglichen Lebens, wie Essen und Trinken, Duschen und Baden, Verlassen des Hauses, Einkaufen, Treppensteigen. Einem Teil der Aktivitäten konnten die Patienten daher aufgrund der Situation im Krankenhaus nur eingeschränkt nachgehen, weswegen bei der Erhebung

der Scores erfragt wurde, welche von diesen Aktivitäten sich die Patienten zutrauen würden. Bei der Interpretation der postoperativen Werte spielen daher mit hoher Wahrscheinlichkeit die gegebenen Umstände im Krankenhaus, durch ein ungewohntes Umfeld, eingeschränkte Möglichkeiten im sanitären Bereich und ein durch das Krankenhaus geregelter Tagesablauf, eine große Rolle. Dennoch stellen die Scores eine gute Möglichkeit dar, eine Einschätzung der Aktivität und Selbstständigkeit der Patienten im Alltag zu erhalten.

9.3. Studiendesign

Die Drop-out-Rate dieser Studie lag nach dem Screening bei 7,84%. Der Grund für die strengen Ein- und Ausschlusskriterien dieser Studie war die Schwierigkeit mit der Belastung des operierten Beines einen sehr individuellen Parameter vergleich bar zu machen. Mobilität kann durch viele verschiedene Faktoren beeinflusst werden. Alterstraumatologische Patienten weisen in der Regel unterschiedliche Begleiterkrankungen auf, bei manchen Patienten bestehen aufgrund neurologischer Vorerkrankungen Einschränkungen in der Mobilität, bei dem auslösenden Trauma kommt es neben der Hüftfraktur noch zu weiteren behandlungsbedürftigen Verletzungen oder postoperativ tritt ein Delir auf. Um eine annähernd ähnliche Ausgangsituation für die Ganganalyse in beiden Patientengruppen gewährleisten zu können und vergleichbare Messergebnisse zu erhalten, wurden die Ein- und Ausschlusskriterien dieser Studie sehr strikt gewählt, was in weiterer Folge zu der hohen Zahl an ausgeschlossenen Patienten geführt hat.

9.4. Schwächen der Studie

Diese prospektive Studie hatte zum Ziel Unterschiede in der Belastung der Patienten mit verschiedenen proximalen Femurfrakturen nach einer operativen Versorgung herauszufinden. Dadurch ergaben sich zwei Patientengruppen, die verglichen wurden. Auf der einen Seite Patienten mit Schenkelhalsfrakturen, die durch eine Endoprothese versorgt wurden, und auf der anderen Seite Patienten mit pertrochantären Femurfrakturen, die durch Implantation eines PFNA versorgt wurden. Die Operationsverfahren stellten in beiden Fällen die Standardtherapie dar. Diese Aufteilung führt allerdings dazu, dass neben zwei unterschiedlichen Operationsverfahren, zwangsläufig auch zwei unterschiedliche Frakturarten verglichen werden. Demnach kann ein Einfluss der Frakturart auf die postoperative Belastung nicht ausgeschlossen werden. Durch die unterschiedliche Lokalisation der Frakturlinie, weisen beiden Frakturarten Unterschiede in der Biomechanik bei Belastung auf, deren Auswirkung auf die Schmerzen in dieser Studie nicht berücksichtig werden konnten.

In der endoprothetisch versorgten Patientengruppe wurde keine Unterscheidung zwischen Hemi- und Totalendoprothese vorgenommen. Von den 20 Patienten wurden insgesamt elf mit einer Hemi- und neun mit einer Totalendoprothese versorgt. Eine Subanalyse vorab ergab keine signifikanten Unterschiede in der Belastung zwischen den beiden endoprothetischen Versorgungstechniken, weswegen die beiden Subgruppen in dieser Studie zusammengefasst wurden.

Die Ganganalyse wurde im Schnitt am fünften postoperativen Tag, nach vorab erfolgreicher Mobilisierung durch das physiotherapeutische Team, durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen demnach signifikante Unterschiede in der Belastung während der frühen postoperativen Phase auf, bisher gibt es aber keine Langzeitstudien zur Beobachtung des weiteren Verlaufs, inwiefern diese Unterschiede nach Wochen, bzw. Monaten weiterhin bestehen und ob, bzw. wann, sich die Belastung in beiden Gruppen einer tatsächlichen Vollbelastung mit dem gesamten Körpergewicht angleicht.

Die Scores zur Ermittlung der Selbständigkeit und Alltagsfähigkeit der Patienten wurden retrospektiv für die Werte vor dem Unfall und aktuell für den Tag der Ganganalyse selbst

erhoben. Da diese in der Regel am fünften postoperativen durchgeführt wurde, beschränkt sich auch hier die Aussagekraft der Scores, vor allem Barthel-Index und PPMS, allein auf die frühe postoperative Phase und gibt keine Auskunft über den weiteren Verlauf und die Alltagsfähigkeit und Selbstständigkeit der Patienten nach einem längeren Zeitraum.

Allen Patienten stand für die Ganganalyse ein Hilfsmittel ihrer Wahl zur Verfügung, mit dem sich die Patienten in der Lage sahen, die vorgegebene Strecke der Ganganalyse zu bewältigen. In beiden Gruppen wurden alle drei Hilfsmittel (Unterarmgehstützen, Gehwagen und Rollator) als Unterstützung verwendet, kein Patient führte die Ganganalyse ohne Hilfsmittel durch. Dieses Vorgehen hatte den Hintergrund die postoperative Nachbehandlung durch die Ganganalyse so wenig wie möglich zu beeinflussen und die individuelle Belastung von jedem Patienten im gegebenen Übungszustand am fünften postoperativen Tag zu ermitteln. Ein einheitliches Hilfsmittel für alle Patienten hätte den Nachteil gehabt, dass einige der Patienten zum Zeitpunkt der Ganganalyse noch nicht in der Lage gewesen wären die Gehstrecke allein mit Unterarmgehstützen zu absolvieren, andere Patienten waren hingegen am fünften postoperativen Tag bereits auf Stationsebene mit Unterarmgehstützen mobil und hätten demnach, durch Zuhilfenahme eines Gehwagens oder Rollators, in ihrer Mobilisierung zurückgestuft werden müssen. Dennoch kann ein Einfluss der Art der Gehhilfe auf die Belastung nicht ausgeschlossen werden.

Bei beiden Operationsverfahren, endoprothetisch und osteosynthetisch, besteht die Möglichkeit, je nach Knochenqualität, Alter und Allgemeinzustand der Patienten, einer zementfreien, bzw. zementierten Versorgung. In dieser Studie wurde nicht zwischen zementiert und zementfrei unterschieden. Bei der operativen Versorgung von Hüftfrakturen stehen sehr viele unterschiedliche Implantate, bzw. Prothesen, aus unterschiedlichen Materialien zur Verfügung, für die wiederum unterschiedliche operative Zugangswege benötigt werden und die zusätzlich, wie oben beschrieben, zementiert oder zementfrei eingesetzt werden können. Es bestehen daher prinzipiell sehr viele Ansatzpunkte für die Unterschiede in der postoperativen Belastung, wodurch es sehr schwer wird, alle Ansatzpunkte gemeinsam zu berücksichtigen. Der Fokus dieser Studie lag auf der Art der Versorgung und der Erprobung einer neuen Technik im klinischen Alltag. Die Ergebnisse haben hierbei gezeigt, dass Unterschiede in der postoperativen Belastung, je nach operativer

Versorgungsform, bestehen, was wiederum eine Grundlage darstellt, die genauen Ursachen dieser Differenz in zukünftigen Studien zu untersuchen.

9.5. Stärken der Studie

Dieser Arbeit liegt eine prospektive Kohortenstudie der Evidenzklasse 2 zugrunde.

Alle Patienten wurden einheitlich von dem gleichen, erfahrenen physiotherapeutischen Team nach einem standardisierten Nachbehandlungsschema betreut. Dadurch sollte der Einfluss unterschiedlicher Trainingsmethoden auf die Mobilisierung und Belastung des operierten Beins reduziert werden.

Die Schmerzmedikation richtete sich bei allen Patienten einheitlich nach dem WHO-Stufenschema, bei keinem der Patienten lag zum Zeitpunkt der Ganganalyse ein lokales Anästhesieverfahren vor. Durch die einheitlichen Bedingungen war eine bessere Vergleichbarkeit der Schmerzen in beiden Patientengruppen gegeben.

Das standardisierte Setting mit Aufstehen, Laufen, Wenden, Zurücklaufen und wieder Hinsetzen, welches jeder Patient während der Ganganalyse absolvieren musste, hatte zum Ziel alle relevanten Alltagsbewegungen abzudecken und die jeweilige Belastung auf dem operierten Bein in den einzelnen Bewegungsabschnitten zu messen und eventuelle Belastungsspitzen zu detektieren.

Die Messungen wurden ausschließlich von den beiden Studienleitern durchgeführt. Beide waren gleichermaßen geübt im Umgang mit der Technik der Sensorsohlen und der loadsol® Software. Dadurch konnte der Einfluss technischer Fehler oder Störungen auf die Messungen minimiert und Bedienfehler nahezu ausgeschlossen werden.

Alle für die Studie verwendeten Sensorsohlen verfügten über eine hohe Messgenauigkeit (siehe Anhang). Durch die kabellose Technik der Sohlen konnte die Ganganalyse in dem gewohnten Umfeld der Patienten auf Stationsebene, wo auch die restliche, durch das physiotherapeutische Team betreute Mobilisierung stattfand, durchgeführt werden. Das

hatte den Vorteil, dass Störfaktoren, wie eine ungewohnte Umgebung, lange Transportwege oder unbekannte Hilfsmittel, reduziert werden konnten. Außerdem war es so möglich die Messungen ohne störenden Einfluss auf das postoperative Management durchzuführen und auf diese Weise möglichst realistische Werte der Belastung während der Mobilisation in der frühen postoperativen Phase zu erhalten.

10. Zusammenfassung und Ausblick auf folgende Studien

Die frühestmögliche Mobilisierung nach operativ versorgten Hüftfrakturen muss gerade bei älteren Patienten eines der Hauptziele der Behandlung sein, um Komplikationen und eine erhöhte Mortalität bestmöglich zu vermeiden. In dieser prospektiven Studie wurde mittels Ganganalyse die postoperative Belastung von Patienten mit zwei unterschiedlichen Frakturarten untersucht – vor dem Hintergrund unserer Hypothese, dass Patienten mit Schenkelhalsfraktur und endoprothetischer Versorgung ihr operiertes Bein in der frühen postoperativen Phase mehr belasten als Patienten mit pertrochantärer Fraktur und einer osteosynthetischer Versorgung.

Ingesamt wurden hierfür 47 Patienten über 65 Jahre in die Studie eingeschlossen, 20 davon mit Schenkelhalsfraktur, welche prothetisch versorgt wurden. Die andere Gruppe bestand aus 27 Patienten mit pertrochantärer Femurfraktur, die osteosynthetisch durch einen PFNA versorgt wurden. Für die Messung der postoperativen Belastung wurde eine Ganganalyse unter Verwendung von Sohlen mit integrierten Kraftsensoren im Rahmen eines standardisierten Settings am fünften postoperativen Tag durchgeführt.

Die Auswertung der Ganganalyse ergab, dass die endoprothetisch versorgten Patienten ihr operiertes Bein mit durchschnittlich 74,01 % ihres Körpergewichts signifikant mehr belasten als die Patienten der osteosynthetischen Gruppe mit 62,70 % ihres Körpergewichts ($p=0,002$).

Die Ergebnisse zeigen, dass ältere Patienten mit pertrochantärer Femurfraktur und osteosynthetischer Versorgung mehr Probleme haben eine postoperative Mobilisierung

unter Vollbelastung durchzuführen als Patienten mit endoprothetischer Versorgung. Der Fokus zukünftiger Studien muss auf den Ursachen dieser Differenz in der Belastung liegen und darauf, ob möglicherweise alternative Analgesieverfahren in der frühen postoperativen Phase eingesetzt werden müssen. Denn die Ergebnisse lassen vermuten, dass ältere Patienten mit Hüftfrakturen je nach Frakturart und operativem Verfahren teilweise nur eingeschränkt in der Lage sind, unter den aktuellen standardisierten Nachbehandlungsschemata ihr operiertes Bein voll zu belasten.

11. Veröffentlichungen

- Pfeufer D, Grabmann C, Mehaffey S, Keppler A, Böcker W, Kammerlander C, Neuerburg C. Weight bearing in patients with femoral neck fractures compared to pertrochanteric fractures: A postoperative gait analysis. Injury. 2019; 50:1324–1328 (IF 2018= 1.834)

- Neuerburg C, Pfeufer D, Grabmann C, Zeller A, Zeckey C, Böcker W, Kammerlander C. Analyse der Extremitätenbelastung nach osteosynthetisch oder endoprothetisch versorgter Hüftfraktur älterer unfallchirurgischer Patienten. Poster, 66. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen. Baden-Baden, 26.-28.04.2018.

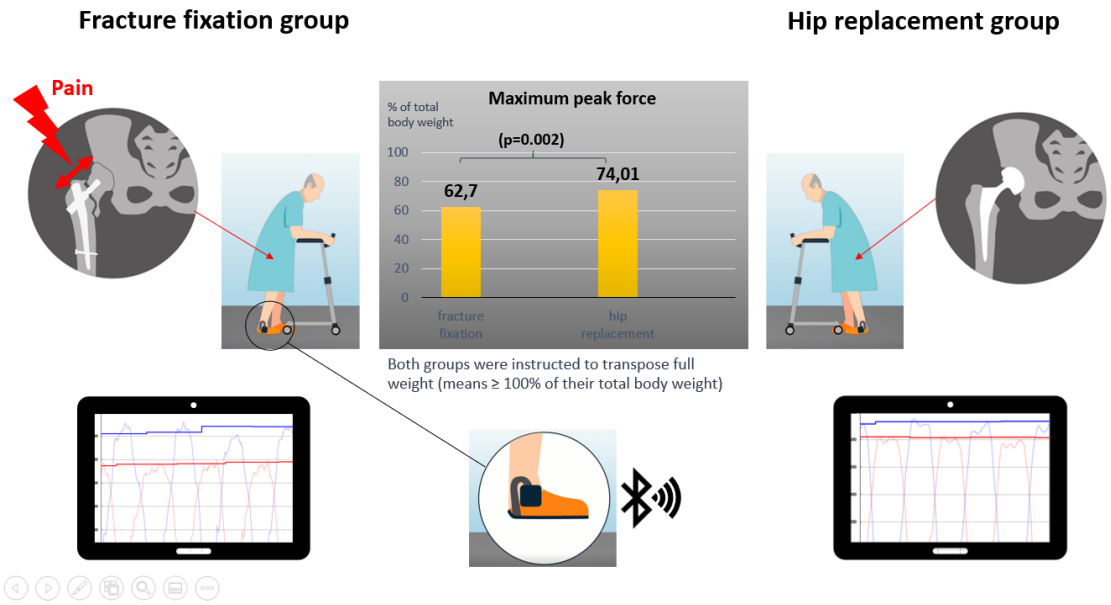
- Pfeufer D, Grabmann C, Zeller A, Mehaffey S, Keppler A, Böcker W, Kammerlander C, Neuerburg C. Reduced loading in aged hip fracture patients undergoing fracture fixation compared to hip replacement surgery – a postoperative gait analysis. Poster, VSOU-Kongress 2019, Baden-Baden, 04.05.2019 [1. Posterpreis VSOU Jahrestagung 2019] (KV-82)

- Ehrnthaller C, Gleich J, Keppler AM, Pfeufer D, Kammerlander C, Böcker W, Neuerburg C. Bedeutung der Frakturlokalisation von pertrochantären Femurfrakturen auf Mobilität und Outcome von alterstraumatologischen Patienten. Poster, (AB 42-1008) Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 2019 Berlin; 22.10. - 25.10.2019) Abstract: German Medical Science, doi: 10.3205/19dkou348

- Grabmann C, Pfeufer D, Mehaffey S, Keppler A, Böcker W, Kammerlander C, Neuerburg C. Reduced loading in aged hip fracture patients undergoing fracture fixation compared to hip replacement surgery. Graphical Abstract, Osteologie 2019, Frankfurt, 29.03.2019 [1. Preis, Best Graphical Abstract]

12. Graphical Abstract

Reduced loading in aged hip fracture patients undergoing fracture fixation compared to hip replacement surgery



We hypothesized that hip fracture patients treated with hip replacement surgery experience less pain compared to patients treated with fracture fixation, as there remains stress within the fracture zone and subsequently early loadbearing is likely to be reduced following fracture fixation. Therefore we carried out a gait analysis study including 47 aged (> 65 years) hip fracture patients wherein two types of surgery (fracture fixation and hip replacement surgery) were compared regarding the postoperative weight bearing. This was measured in a standardized procedure, using insole force sensors. The analysis showed that patients treated with fracture fixation loaded their affected limb with a significantly lower percentage of their total body weight than patients with hip replacement surgery do (p=0,002).

Abkürzungsverzeichnis

A

AO *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*

App *Application Software*

B

BI *Barthel-Index*

bzw. *beziehungsweise*

C

COPD *Chronic obstructive pulmonary disease*

COX *Cyclooxygenase*, *Cyclooxygenase*

CT *Computertomographie*

D

DCS *Dynamische Kondylenschraube*

DGU *Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie*

DHS *Dynamische Hüftschraube*

DXA *Dual X-Ray Absorptiometry*

E

et al. *et alii*

F

Fa. *Firma*

H

HEP *Hemiendoprothese*

K

KG *Körpergewicht*

M

MMSE *Mini-Mental-State-Examination*

N

N. *Nervus*

NSAR *Nicht-steroidale-Antirheumathika*

O

o.g. *oben genannten*

P

PC *Personal Computer*

PFN *Proximaler Femurnagel*

PFNA *Proximaler Femurnagel Antirotation*

PPMS *New Mobility Score nach Parker und Palmer*

R

RCS *Royale College of Surgeons*

S

SD *Standardabweichung*, *Standardabweichung*

SERM *Selektive Östrigenrezeptormodulator*

sog. *sogenannt*

T

TAD *Tip-Apex-Distance*

TEP *Totalendoprothese*

V

VAS *Visuelle Analogskala*

vs. *versus*

W

WHO *World Health Organisation*

Z

z.B. *zum Beispiel*

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Klassifikation nach Garden (Typ 1-4), „Alterstraumatologie“ – Ruchholtz S. et al., Georg Thieme Verlag 2016 (23) 8
Abbildung 2 Klassifikation nach Pauwels (Typ 1-3), „Alterstraumatologie“ – Ruchholtz S. et al., Georg Thieme Verlag 2016 (23) 8
Abbildung 3 AO-Klassifikation, A1-A2 pertrochantäre Femurfraktur, A3 subtrochantäre Femurfraktur, „Alterstraumatologie“ – Ruchholtz S. et al., Georg Thieme Verlag 2016 (23) 9
Abbildung 4 Schematische Abb. eines PFNA, DePuy Synthes Operationstechnik PFNA (38) 15
Abbildung 5 Röntgenbild proximaler Femur rechts, a.p. Strahlengang, PFNA, Alterstraumatologie – Ruchholtz S. et al., Georg Thieme Verlag 2016 (23) 15
Abbildung 6 Schematische Abb. DHS, DePuy Synthes Operationstechnik DHS/ DCS System (43) 18
Abbildung 7 Röntgenbild proximaler Femur links, a.p. Strahlengang, DHS, Alterstraumatologie – Ruchholtz S. et al., Georg Thieme Verlag 2016 (23) 18
Abbildung 8 Schematische Abb. einer Duokopfprothese, Künstliches Hüftgelenk – Fa. Braun (53) 21
Abbildung 9 Röntgenbild proximaler Femur links, a.p. Strahlengang, zementierte Duokopfrothese, Alterstraumatologie – Ruchholtz S. et al., Georg Thieme Verlag 2016 (23) 21
Abbildung 10 Schematische Abb. TEP, Künstliches Hüftgelenk – Fa. Braun (53) 23
Abbildung 11 Röngtgenbild proximaler Femur rechts, a.p. Strahlengang, TEP, Corail Hip System – Fa. DePuy Synthes (58) 23
Abbildung 12 WHO-Stufenschema, „Akutschmerztherapie-postoperative Schmerzen“ – Stumvoll A-M., Georg Thieme Verlag 2010 (64) 23

Abbildung 13 Umgekehrtes WHO-Stufenschema zur Behandlung postoperativer Schmerzen, OP (Operation), AWR (Aufwachraum), „ Akutschmerztherapie-postoperative Schmerzen“ – Stumvoll A-M., Georg Thieme Verlag 2010 (64)..... 28
Abbildung 14 Test auf Genauigkeit einer Sohle (P1U-0045R-4), x-Achse Zeit, y-Achse Kraft, blaue Linie entspricht den Messdaten der Kistler-Kraftmessplatte, die rote Linie den Messwerten der Sensorsohle, der grün eingefärbte Bereich entspricht dabei einer Abweichung der Messdaten der Kistler-Messplattform um 5%, der rot eingefärbte Bereich um 10%..... 30
Abbildung 15 Test auf Genauigkeit einer Sohle (P1U-0069L-2), x-Achse Zeit, y-Achse Kraft, blaue Linie entspricht den Messdaten der Kistler-Kraftmessplatte, die rote Linie den Messwerten der Sensorsohle, der grün eingefärbte Bereich entspricht dabei einer Abweichung der Messdaten der Kistler-Messplattform um 5%, der rot eingefärbte Bereich um 10%..... 30
Abbildung 16 Beispiel einer im Schuh platzierten Sensorsohle und weitere Sohlen in verschiedenen Größen im Hintergrund, „Loadsol biomechanics“ der Fa. Novel (75). 36
Abbildung 17 Screenshot einer Messung, (rot) operiertes Bein, (blau) gesundes Bein, Y-Achse Kraft in [N], X-Achse Zeit in [h], zu sehen sind jeweils 4 Schritte..... 37
Abbildung 18 Screenshot der Maske nach Abschluss einer Messung mit oberer Kraftgrenze bei 200 N (horizontale, schwarz gestrichelte Linie), die Werte 'below' (unterhalb), 'between' (innerhalb) und 'above' (oberhalb) geben den prozentualen Anteil an der Gesamtbelastung an, Sensor name (Sohlennummer mit 'L' für links, 'R' rechts), pt119.10 (Nummer des Patienten in der Studie) 38
Abbildung 19 Screenshot nach Messung: Steps (Schrittzahl), Avg.CT (Averaged Contact Time), Avg. Pf (Averaged Peak Force), Avg. Lr (Averaged Loading Rate), FTI (Force Time Integral), Sensor name (Sohlennummer mit 'L' links, 'R' rechts)..... 43
Abbildung 20 Boxplotdiagramm "Maximalbelastung", x-Achse Gruppe, y-Achse Maximalbelastung in Prozent zum Körpergewicht (KG), p-Wert = 0,002..... 48

Abbildung 21 Boxplotdiagramm "Durchschnittliche Maximalbelastung", x-Achse Gruppe, y-Achse Durchschnittliche Maximalbelastung in Prozent zum Körpergewicht (KG), p-Wert = 0,045 ..... *48*
Abbildung 22 Boxplotdiagramm "Maximalbelastung Aufstehen", x-Achse Gruppe, y-Achse Maximalbelastung in Prozenz zum Körpergewicht (KG) *49*
Abbildung 23 Boxplotdiagramm "Maximalbelastung Hinsetzen", x-Achse Gruppe, y-Achse Maximalbelastung in Prozenz zum Körpergewicht (KG) *50*
Abbildung 24 Boxplotdiagramm "Maximalbelastung Wenden", x-Achse Gruppe, y-Achse Maximalbelastung in Prozenz zum Körpergewicht (KG) *50*

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Ein- und Ausschlusskriterien *35*

Tabelle 2 Demografische Daten (SD0 Standardabweichung, w=weiblich, m=männlich) *47*

Tabelle 3 Ergebnisse der Auswertung von Charlson-Index, MMSE, PPMS prä- und postoperativ, Barthel-Index prä- und postoperativ, jeweils mit Standardabweichung (SD) und Signifikanz (p-Wert) *52*

Literaturverzeichnis

1. Friedman SM, Mendelson DA. Epidemiology of fragility fractures. Clin Geriatr Med. 2014 May;30(2):175–81.

2. Weyler E-J, Gandjour A. Sozioökonomische Bedeutung von Hüftfrakturen in Deutschland. Gesundheitswesen. 2007 Nov;69(11):601–6.

3. Buecking B, Struewer J, Waldermann A, Horstmann K, Schubert N, Balzer-Geldsetzer M, et al. What determines health-related quality of life in hip fracture patients at the end of acute care?--a prospective observational study. Osteoporos Int J Establ Result Coop Eur Found Osteoporos Natl Osteoporos Found USA. 2014 Feb;25(2):475–84.

4. Givens JL, Sanft TB, Marcantonio ER. Functional Recovery After Hip Fracture: The Combined Effects of Depressive Symptoms, Cognitive Impairment, and Delirium. J Am Geriatr Soc. 2008;56(6):1075–9.

5. AWMF Schenkelhalsfraktur des Erwachsenen [Internet]. Available from: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/012-001l_S2e_Schenkelhalsfraktur_2015-10_01.pdf

6. AWMF Pertrochantäre Femurfraktur [Internet]. AWMF. [cited 2019 Jul 22]. Available from: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/012-002l_S2e_Pertrochantaere_Oberschenkelfraktur_2015-07-abgelaufen.pdf

7. Böhm K, Tesch-Römer C, Ziese T, Lampert T, Robert-Koch-Institut, editors. Gesundheit und Krankheit im Alter [Internet]. Berlin: Robert Koch-Inst; 2009. 318 p. (Beiträge zur Gesundheitsberichterstattung des Bundes). Available from: https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Gesundheitszustand-Relevantes-Verhalten/Publikationen/Downloads-Gesundheitszustand/gesundheit-krankheit-im-alter-5230003099004.pdf?__blob=publicationFile

8. Schwachmeyer V, Damm P, Bender A, Dymke J, Graichen F, Bergmann G. In vivo hip joint loading during post-operative physiotherapeutic exercises. PloS One. 2013;8(10):e77807.

9. Kamel HK, Iqbal MA, Mogallapu R, Maas D, Hoffmann RG. Time to ambulation after hip fracture surgery: relation to hospitalization outcomes. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2003 Nov;58(11):1042–5.

10. Siu AL, Penrod JD, Boockvar KS, Koval K, Strauss E, Morrison RS. Early ambulation after hip fracture: effects on function and mortality. Arch Intern Med. 2006 Apr 10;166(7):766–71.

11. Heinonen M, Karppi P, Huusko T, Kautiainen H, Sulkava R. Post-operative degree of mobilization at two weeks predicts one-year mortality after hip fracture. Aging Clin Exp Res. 2004 Dec;16(6):476–80.

12. Harry Belzl, Ulrich Ernst, Sandro Heining, Ute Hirsch, Tobias Riedel, Jörg Schmidt, et al. DGOU Nachbehandlungsempfehlungen 2019 - Unterstützt durch Arbeitskreis Traumarehabilitation Sektion Physikalische Therapie und Rehabilitationder DGOU [Internet]. [cited 2020 Jun 11]. Available from: https://dgou.de/fileadmin/user_upload/Dokumente/Qualitaet_und_Sicherheit/2019_Nachbehandlungsempfehlungen.pdf

13. Friedman RJ, Wyman ET. Ipsilateral hip and femoral shaft fractures. Clin Orthop. 1986 Jul;(208):188–94.

14. Morrison A, Fan T, Sen SS, Weisenfluh L. Epidemiology of falls and osteoporotic fractures: a systematic review. Clin Outcomes Res CEOR. 2013;5:9–18.

15. Tromp AM, Pluijm SM, Smit JH, Deeg DJ, Bouter LM, Lips P. Fall-risk screening test: a prospective study on predictors for falls in community-dwelling elderly. J Clin Epidemiol. 2001 Aug;54(8):837–44.

16. Cummings SR, Nevitt MC, Browner WS, Stone K, Fox KM, Ensrud KE, et al. Risk factors for hip fracture in white women. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. N Engl J Med. 1995 Mar 23;332(12):767–73.

17. AWMF Osteoporose [Internet]. Available from: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/183-001l_S3_Osteoporose-Prophylaxe-Diagnostik-Therapie_2019-02.pdf

18. Dargent-Molina P, Favier F, Grandjean H, Baudoin C, Schott AM, Hausherr E, et al. Fall-related factors and risk of hip fracture: the EPIDOS prospective study. Lancet Lond Engl. 1996 Jul 20;348(9021):145–9.

19. Cummings SR, Browner WS, Bauer D, Stone K, Ensrud K, Jamal S, et al. Endogenous hormones and the risk of hip and vertebral fractures among older women. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. N Engl J Med. 1998 Sep 10;339(11):733–8.

20. Schürch MA, Rizzoli R, Slosman D, Vadas L, Vergnaud P, Bonjour JP. Protein supplements increase serum insulin-like growth factor-I levels and attenuate proximal femur bone loss in patients with recent hip fracture. A randomized, double-blind, placebo-controlled trial. Ann Intern Med. 1998 May 15;128(10):801–9.

21. Cameron ID, Gillespie LD, Robertson MC, Murray GR, Hill KD, Cumming RG, et al. Interventions for preventing falls in older people in care facilities and hospitals. Cochrane Database Syst Rev. 2012 Dec 12;12:CD005465.

22. Campbell AJ, Robertson MC, Gardner MM, Norton RN, Tilyard MW, Buchner DM. Randomised controlled trial of a general practice programme of home based exercise to prevent falls in elderly women. BMJ. 1997 Oct 25;315(7115):1065–9.

23. Ruchholtz S, Bücking B, Schulz R-J, editors. Alterstraumatologie [Internet]. 1st ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2016 [cited 2020 Feb 24]. Available from: http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/book/10.1055/b-003-126992

24. Kammerlander C, Pfeufer D, Lisitano LA, Mehaffey S, Böcker W, Neuerburg C. Inability of Older Adult Patients with Hip Fracture to Maintain Postoperative Weight-Bearing Restrictions. J Bone Joint Surg Am. 2018 Jun 6;100(11):936–41.

25. Langenhan R, Trobisch P, Ricart P, Probst A. Aggressive surgical treatment of periprosthetic femur fractures can reduce mortality: comparison of open reduction and internal fixation versus a modular prosthesis nail. J Orthop Trauma. 2012 Feb;26(2):80–5.

26. AWMF. Stationäre und ambulante Thromboembolie-Prophylaxe in der Chirurgie und der perioperativen Medizin. [Internet]. Available from: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/003-001l_S3_VTE-Prophylaxe_2015-12.pdf

27. Gillespie W, Murray D, Gregg PJ, Warwick D. Risks and benefits of prophylaxis against venous thromboembolism in orthopaedic surgery. J Bone Joint Surg Br. 2000 May;82(4):475–9.

28. Gillespie WJ, Walenkamp GH. Antibiotic prophylaxis for surgery for proximal femoral and other closed long bone fractures. Cochrane Database Syst Rev. 2010 Mar 17;(3):CD000244.

29. Southwell-Keely JP, Russo RR, March L, Cumming R, Cameron I, Brnabic AJM. Antibiotic prophylaxis in hip fracture surgery: a metaanalysis. Clin Orthop. 2004 Feb;(419):179–84.

30. Cullum N, Nelson EA, Flemming K, Sheldon T. Systematic reviews of wound care management: (5) beds; (6) compression; (7) laser therapy, therapeutic ultrasound, electrotherapy and electromagnetic therapy. Health Technol Assess Winch Engl. 2001;5(9):1–221.

31. McInnes E, Jammali-Blasi A, Bell-Syer SEM, Dumville JC, Middleton V, Cullum N. Support surfaces for pressure ulcer prevention. Cochrane Database Syst Rev. 2015 Sep 3;(9):CD001735.

32. Gosch M, Hoffmann-Weltin Y, Roth T, Blauth M, Nicholas JA, Kammerlander C. Orthogeriatric co-management improves the outcome of long-term care residents with fragility fractures. Arch Orthop Trauma Surg. 2016 Oct;136(10):1403–9.

33. Handoll HHG, Parker MJ. Conservative versus operative treatment for hip fractures in adults. Cochrane Database Syst Rev. 2008 Jul 16;(3):CD000337.

34. Raaymakers ELFB. Fractures of the femoral neck: a review and personal statement. Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 2006;73(1):45–59.

35. Friedl W, Clausen J. Experimentelle Untersuchungen zur Optimierung der Belastungsstabilität von Implantaten für proximale Femurfrakturen Intra- versus extramedulläre Lage des Kraftträgers und Untersuchung zur Minimierung des Ausbruchsrisikos des Schenkelhalskraftträgers: Intra- versus extramedulläre Lage des Kraftträgers und Untersuchung zur Minimierung des Ausbruchsrisikos des Schenkelhalskraftträgers. Chir. 2001 Nov;72(11):1344–52.

36. Saudan M, Lübbeke A, Sadowski C, Riand N, Stern R, Hoffmeyer P. Pertrochanteric fractures: is there an advantage to an intramedullary nail?: a randomized, prospective study of 206 patients comparing the dynamic hip screw and proximal femoral nail. J Orthop Trauma. 2002 Jul;16(6):386–93.

37. Synthes PFNA. Proximaler Femurnagel Antirotation. [Internet]. Available from: http://synthes.vo.llnwd.net/o16/Mobile/Synthes%20International/KYO/Trauma/PDFs/016.000.398.pdf

38. Megas P, Kaisidis A, Zouboulis P, Papas M, Panagopoulos A, Lambiris E. [Comparative study of the treatment of pertrochanteric fractures--trochanteric gamma nail vs. proximal femoral nail]. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 2005 Apr;143(2):252–7.

39. Trochanteric fracture, pertrochanteric, simple [Internet]. site name. [cited 2020 Feb 8]. Available from: https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/proximal-femur/trochanteric-fracture-pertrochanteric-simple

40. Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM, Keggi JM. The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. J Bone Joint Surg Am. 1995 Jul;77(7):1058–64.

41. Weidert S, Sommer F, Suero EM, Becker C, Pieske O, Greiner A, et al. Fluoroscopic marker-based guidance system improves lag screw placement during Gamma nailing of intertrochanteric fractures: A randomized controlled trial. J Orthop Trauma. 2019 Oct 7;

42. Synthes. DHS/DCS System [Internet]. Available from: http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/DSEM-TRM-1114-0221-4a_LR.pdf

43. Parker MJ, Gurusamy KS, Azegami S. Arthroplasties (with and without bone cement) for proximal femoral fractures in adults. Cochrane Database Syst Rev. 2010 Jun 16;(6):CD001706.

44. Parker MJ, Handoll HHG. Replacement arthroplasty versus internal fixation for extracapsular hip fractures in adults. Cochrane Database Syst Rev. 2006 Apr 19;(2):CD000086.

45. HEALTH Investigators, Bhandari M, Einhorn TA, Guyatt G, Schemitsch EH, Zura RD, et al. Total Hip Arthroplasty or Hemiarthroplasty for Hip Fracture. N Engl J Med. 2019 05;381(23):2199–208.

46. Beringer TR, Crawford VL, Brown JG. Audit of surgical delay in relationship to outcome after proximal femoral fracture. Ulster Med J. 1996 May;65(1):32–8.

47. Calder SJ, Anderson GH, Jagger C, Harper WM, Gregg PJ. Unipolar or bipolar prosthesis for displaced intracapsular hip fracture in octogenarians: a randomised prospective study. J Bone Joint Surg Br. 1996 May;78(3):391–4.

48. Jameson SS, Kyle J, Baker PN, Mason J, Deehan DJ, McMurtry IA, et al. Patient and implant survival following 4323 total hip replacements for acute femoral neck fracture: a retrospective cohort study using National Joint Registry data. J Bone Joint Surg Br. 2012 Nov;94(11):1557–66.

49. Azegami S, Gurusamy KS, Parker MJ. Cemented versus uncemented hemiarthroplasty for hip fractures: a systematic review of randomised controlled trials. Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther. 2011 Oct;21(5):509–17.

50. Taylor F, Wright M, Zhu M. Hemiarthroplasty of the hip with and without cement: a randomized clinical trial. J Bone Joint Surg Am. 2012 Apr 4;94(7):577–83.

51. Endoprothetikzentrum, Katholisches Krankenhaus St. Johann Nepomuk Erfurt [Internet]. Available from: https://www.endoprothetik-erfurt.de/das-kuenstliche-hueftgelenk/die-implantate/

52. Künstliches Hüftgelenk [Internet]. [cited 2020 Feb 10]. Available from: https://www.bbraun.de/de/patienten/orthopaedische-eingriffe/huefte/kuenstliches-hueftgelenk.html#hftschaft

53. Evans JT, Evans JP, Walker RW, Blom AW, Whitehouse MR, Sayers A. How long does a hip replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up. Lancet Lond Engl. 2019 16;393(10172):647–54.

54. Mit Hüftprothesen können Patienten mehr als 15 Jahre gehen [Internet]. AerzteZeitung.de. [cited 2020 Feb 10]. Available from: https://www.aerztezeitung.de/Medizin/Mit-Hueftprothesen-koennen-Patienten-mehr-als-15-Jahre-gehen-381625.html

55. Ravikumar KJ, Marsh G. Internal fixation versus hemiarthroplasty versus total hip arthroplasty for displaced subcapital fractures of femur--13 year results of a prospective randomised study. Injury. 2000 Dec;31(10):793–7.

56. Nilsson LT, Jalovaara P, Franzén H, Niinimäki T, Strömqvist B. Function after primary hemiarthroplasty and secondary total hip arthroplasty in femoral neck fracture. J Arthroplasty. 1994 Aug;9(4):369–74.

57. Synthes Corail Hip System [Internet]. Available from: http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US%20Mobile/Synthes%20North%20Ameri

ca/Product%20Support%20Materials/Technique%20Guides/DSUSJRC01161350%20Corail%20ST.pdf

58. Papandrea RF, Froimson MI. Total hip arthroplasty after acute displaced femoral neck fractures. Am J Orthop Belle Mead NJ. 1996 Feb;25(2):85–8.

59. Parker MJ, Gurusamy K. Internal fixation versus arthroplasty for intracapsular proximal femoral fractures in adults. Cochrane Database Syst Rev. 2006 Oct 18;(4):CD001708.

60. Parker MJ. Hemiarthroplasty versus internal fixation for displaced intracapsular fractures of the hip in elderly men: a pilot randomised trial. Bone Jt J. 2015 Jul;97-B(7):992–6.

61. Benterud JG, Husby T, Nordsletten L, Alho A. Fixation of displaced femoral neck fractures with a sliding screw plate and a cancellous screw or two Olmed screws. A prospective, randomized study of 225 elderly patients with a 3-year follow-up. Ann Chir Gynaecol. 1997;86(4):338–42.

62. Antonelli Incalzi R, Gemma A, Capparella O, Terranova L, Sanguinetti C, Carbonin PU. Post-operative electrolyte imbalance: its incidence and prognostic implications for elderly orthopaedic patients. Age Ageing. 1993 Sep;22(5):325–31.

63. Stumvoll A-M. Akutschmerztherapie – postoperative Schmerztherapie. intensiv. 2010 Jul;18(04):177–82.

64. Van Aken H, Wulf H, Niesel HC, editors. Lokalanästhesie, Regionalanästhesie, Regionale Schmerztherapie [Internet]. 3rd ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2010 [cited 2020 Mar 9]. Available from: http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/book/10.1055/b-002-46970

65. Marhofer P, Nasel C, Sitzwohl C, Kapral S. Magnetic resonance imaging of the distribution of local anesthetic during the three-in-one block. Anesth Analg. 2000 Jan;90(1):119–24.

66. Graf BM, Martin E. Periphere Nervenblockaden - Eine Übersicht über neue Entwicklungen einer alten Technik. Springer-Verl [Internet]. 2001;(5). Available from: https://www.researchgate.net/profile/Bernhard_Graf/publication/225735965_Peripher e_NervenblockadenEine_Ubersicht_uber_neue_Entwicklungen_einer_alten_Technik/lin ks/0046352f0afd0898f7000000/Periphere-Nervenblockaden-Eine-Uebersicht-ueber-neue-Entwicklungen-einer-alten-Technik.pdf

67. Fournier R, Van Gessel E, Gaggero G, Boccovi S, Forster A, Gamulin Z. Postoperative analgesia with '3-in-1' femoral nerve block after prosthetic hip surgery. Can J Anaesth J Can Anesth. 1998 Jan;45(1):34–8.

68. Parker MJ, Griffiths R, Appadu BN. Nerve blocks (subcostal, lateral cutaneous, femoral, triple, psoas) for hip fractures. Cochrane Database Syst Rev. 2002;(1):CD001159.

69. Fletcher AK, Rigby AS, Heyes FLP. Three-in-one femoral nerve block as analgesia for fractured neck of femur in the emergency department: a randomized, controlled trial. Ann Emerg Med. 2003 Feb;41(2):227–33.

70. Burns GT, Zendler JD, Zernicke RF. WIRELESS INSOLES TO MEASURE GROUND REACTION FORCES: STEP-BY- STEP VALIDITY IN HOPPING, WALKING, AND RUNNING. 2017;4.

71. Hullfish TJ, Baxter JR. Novel instrumented insole algorithm accurately approximates plantar flexor loading. bioRxiv. 2019 Dec 23;2019.12.20.885228.

72. Seiberl W, Jensen E, Merker J, Leitel M, Schwirtz A. Accuracy and precision of loadsol® insole force-sensors for the quantification of ground reaction force-based biomechanical running parameters. Eur J Sport Sci. 2018 Sep 14;18(8):1100–9.

73. Bessone V, Petrat J, Seiberl W, Schwirtz A. Analysis of Landing in Ski Jumping by Means of Inertial Sensors and Force Insoles. Proceedings. 2018;2(6):311.

74. loadsol biomechanics [Internet]. Available from: https://www.novel.de/wp-content/uploads/2019/03/loadsol_biomechanics.pdf

75. Mitchell AJ. A meta-analysis of the accuracy of the mini-mental state examination in the detection of dementia and mild cognitive impairment. J Psychiatr Res. 2009 Jan;43(4):411–31.

76. AWMF Demenzen [Internet]. Available from: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/038-013l_S3-Demenzen-2016-07.pdf

77. AWMF Geriatrisches Assessment [Internet]. Available from: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/084-002l_Geriatrisches-Assessment-Stufe-2_2019-08_01.pdf

78. Mahoney FI, Barthel DW. FUNCTIONAL EVALUATION: THE BARTHEL INDEX. Md State Med J. 1965 Feb;14:61–5.

79. Brusselaers N, Lagergren J. The Charlson Comorbidity Index in Registry-based Research. Methods Inf Med. 2017;56(5):401–6.

80. Armitage JN, van der Meulen JH, Royal College of Surgeons Co-morbidity Consensus Group. Identifying co-morbidity in surgical patients using administrative data with the Royal College of Surgeons Charlson Score. Br J Surg. 2010 May;97(5):772–81.

81. Kastner C, Armitage J, Kimble A, Rawal J, Carter PG, Venn S. The Charlson comorbidity score: a superior comorbidity assessment tool for the prostate cancer multidisciplinary meeting [Internet]. Nature Publishing Group; 2006 [cited 2020 Feb 17]. Available from: https://www.nature.com/articles/4500889.pdf?proof=true

82. Koval KJ, Sala DA, Kummer FJ, Zuckerman JD. Postoperative weight-bearing after a fracture of the femoral neck or an intertrochanteric fracture. J Bone Joint Surg Am. 1998 Mar;80(3):352–6.

83. Pape-Köhler C, Stein G, editors. Unfallchirurgie in der Grund- und Notfallversorgung [Internet]. 1st ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2016 [cited 2020 Feb 24]. Available from: http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/book/10.1055/b-003-128284

84. Goebel S, Steinert AF, Schillinger J, Eulert J, Broscheit J, Rudert M, et al. Reduced postoperative pain in total hip arthroplasty after minimal-invasive anterior approach. Int Orthop. 2012 Mar;36(3):491–8.

85. Dorr LD, Maheshwari AV, Long WT, Wan Z, Sirianni LE. Early pain relief and function after posterior minimally invasive and conventional total hip arthroplasty. A prospective, randomized, blinded study. J Bone Joint Surg Am. 2007 Jun;89(6):1153–60.

86. Tziona D, Papaioannou M, Mela A, Potamianou S, Makris A. Local infiltration analgesia combined with a standardized multimodal approach including an adductor canal block in total knee arthroplasty: a prospective randomized, placebo-controlled, double-blinded clinical trial. J Anesth. 2018 Mar 5;

87. Guenther U, Radtke FM. Delirium in the postanaesthesia period. Curr Opin Anaesthesiol. 2011 Dec;24(6):670–5.

88. Hansson S, Rolfson O, Åkesson K, Nemes S, Leonardsson O, Rogmark C. Complications and patient-reported outcome after hip fracture. A consecutive annual cohort study of 664 patients. Injury. 2015 Nov;46(11):2206–11.

89. Lundstrom M, Olofsson B, Stenvall M, Karlsson S, Nyberg L, Englund U, et al. Postoperative delirium in old patients with femoral neck fracture: a randomized intervention study. Aging Clin Exp Res. 2007 Jun;19(3):178–86.

90. Greer N, Rossom R, Anderson P, MacDonald R, Tacklind J, Rutks I, et al. Delirium: Screening, Prevention, and Diagnosis - A Systematic Review of the Evidence. Washington (DC): Department of Veterans Affairs (US); 2011.

91. Welmer A-K, Rizzuto D, Laukka EJ, Johnell K, Fratiglioni L. Cognitive and Physical Function in Relation to the Risk of Injurious Falls in Older Adults: A Population-Based Study. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2017 May 1;72(5):669–75.

92. Lauretani F, Meschi T, Ticinesi A, Maggio M. 'Brain-muscle loop' in the fragility of older persons: from pathophysiology to new organizing models. Aging Clin Exp Res. 2017 Dec;29(6):1305–11.

93. Braun BJ, Bushuven E, Hell R, Veith NT, Buschbaum J, Holstein JH, et al. A novel tool for continuous fracture aftercare - Clinical feasibility and first results of a new telemetric gait analysis insole. Injury. 2016 Feb;47(2):490–4.

Anhang

Eidesstattliche Versicherung

Grabmann, Chiara

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Ganganalysestudie zum Vergleich der postoperativen Belastung nach operativer Versorgung von proximalen Femurfrakturen bei alterstraumatologischen Patienten

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

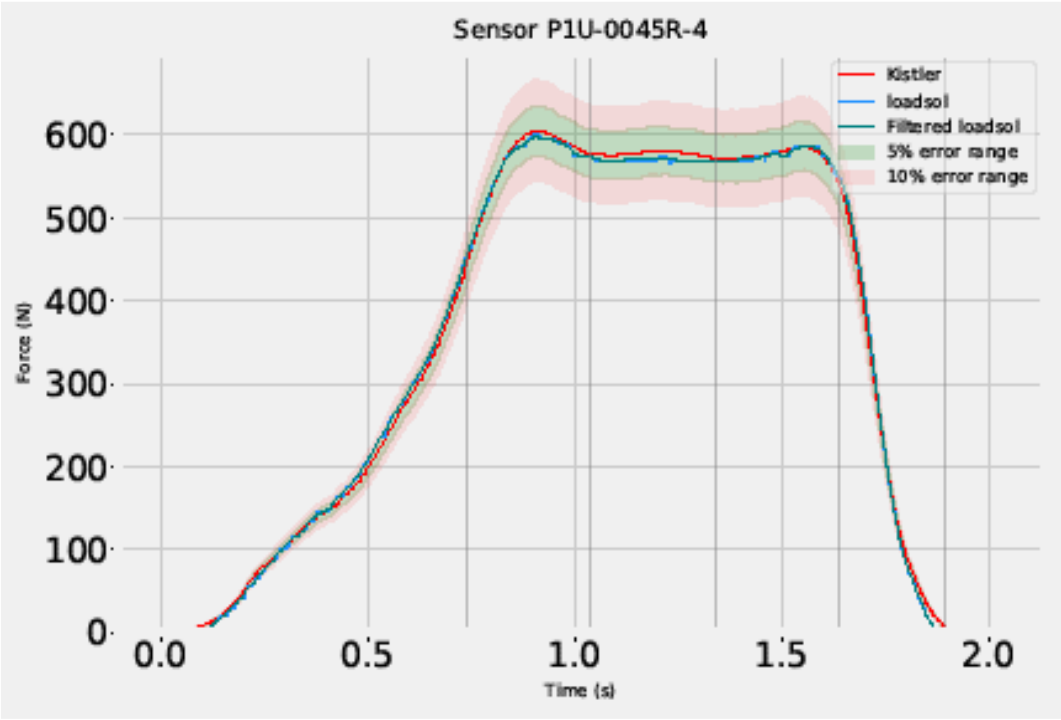
München, 15.12.2021 Chiara Grabmann

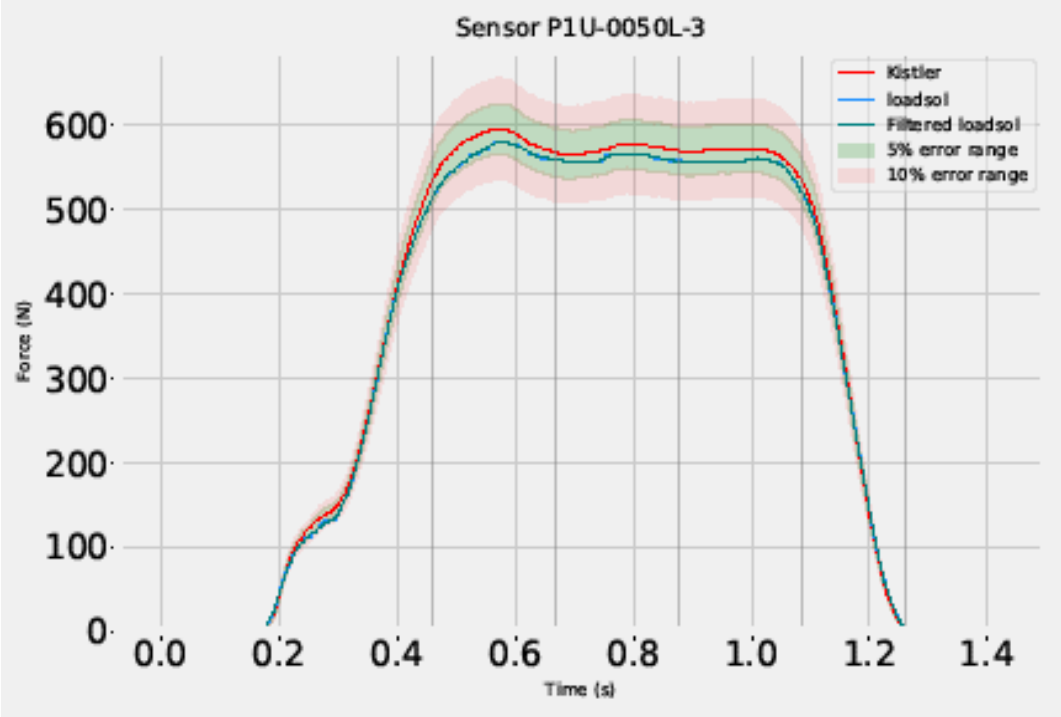
Ort, Datum Unterschrift Doktorandin/Doktorand

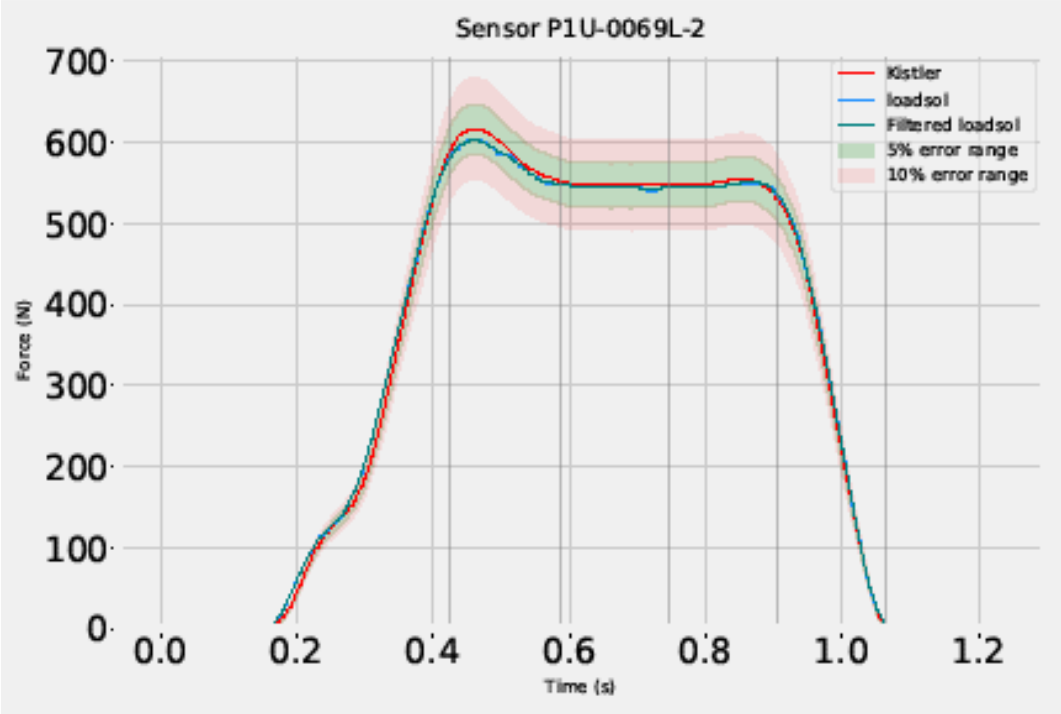
Messgenauigkeit

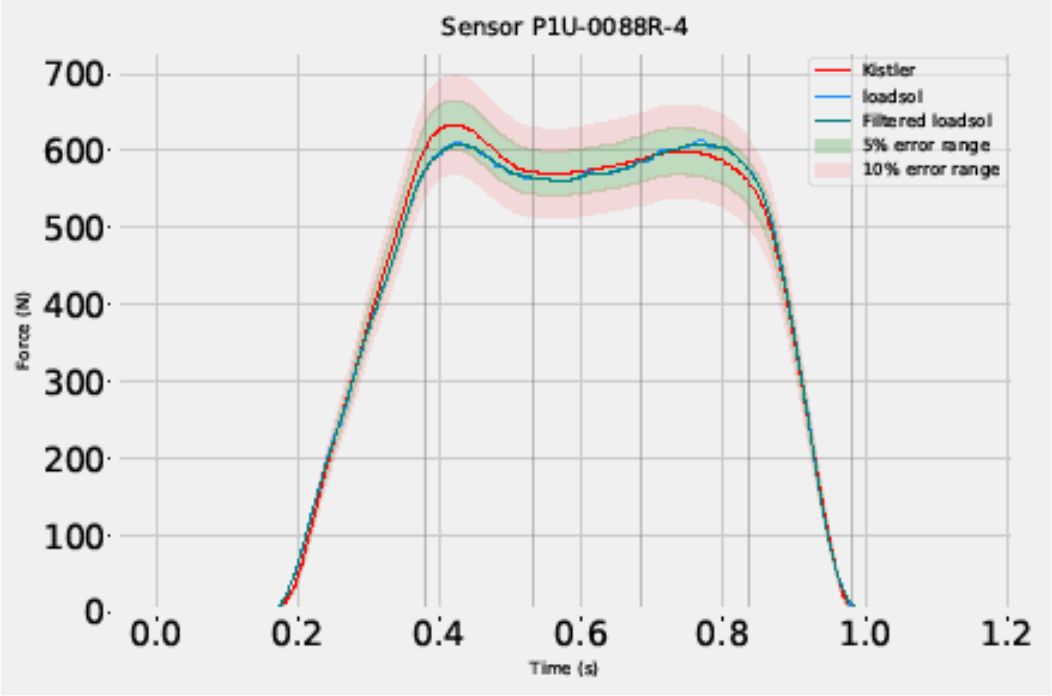
Messgenauigkeit der verwendeten Sensorsohlen im Vergleich zur Kistler-Kraftmessplatte:

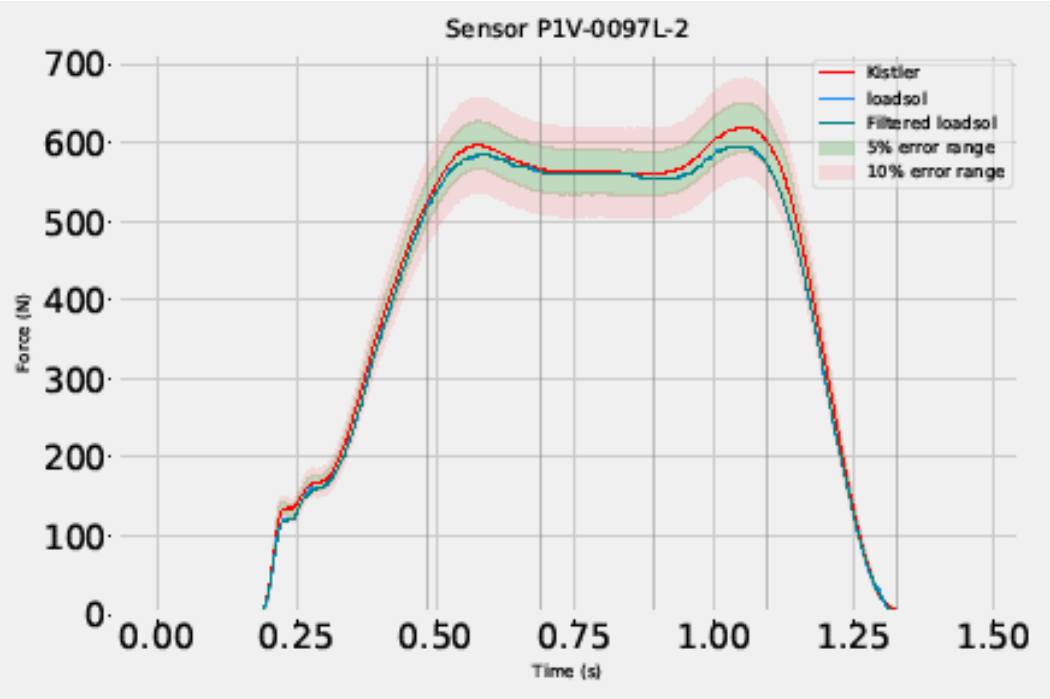
x-Achse Zeit, y-Achse Kraft, die blaue Linie entspricht den Messdaten der Kistler-Kraftmessplatte, die rote Linie den Messwerten der Sensorsohle, der grün eingefärbte Bereich entspricht dabei einer Abweichung der Messdaten der Kistler-Messplattform um 5%, der rot eingefärbte Bereich um 10%

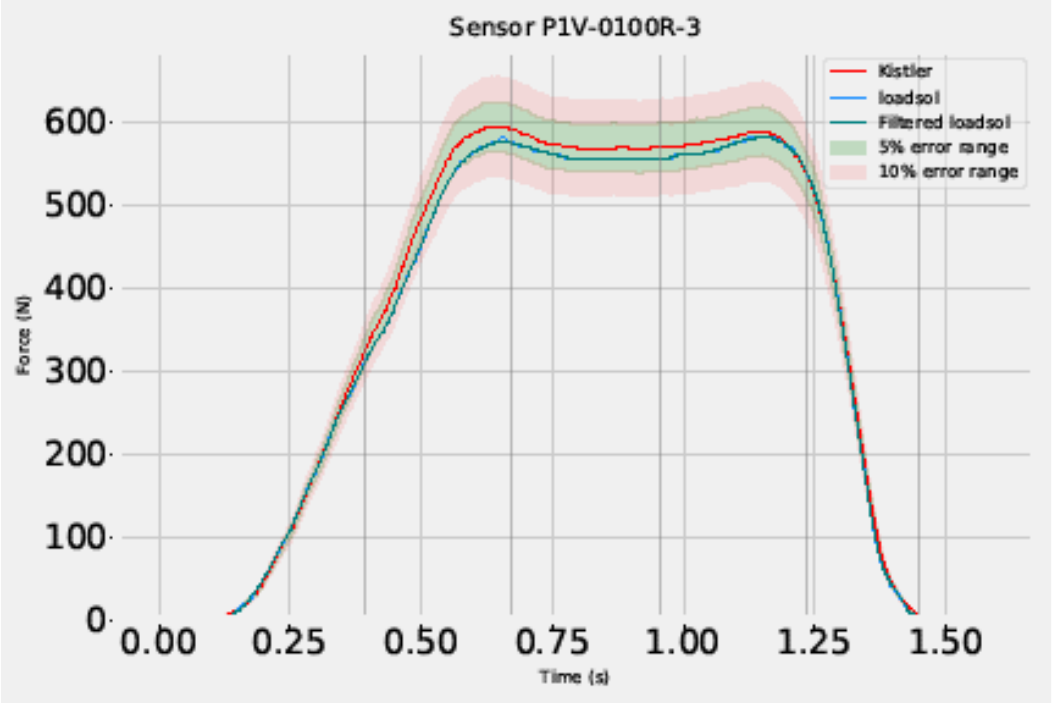


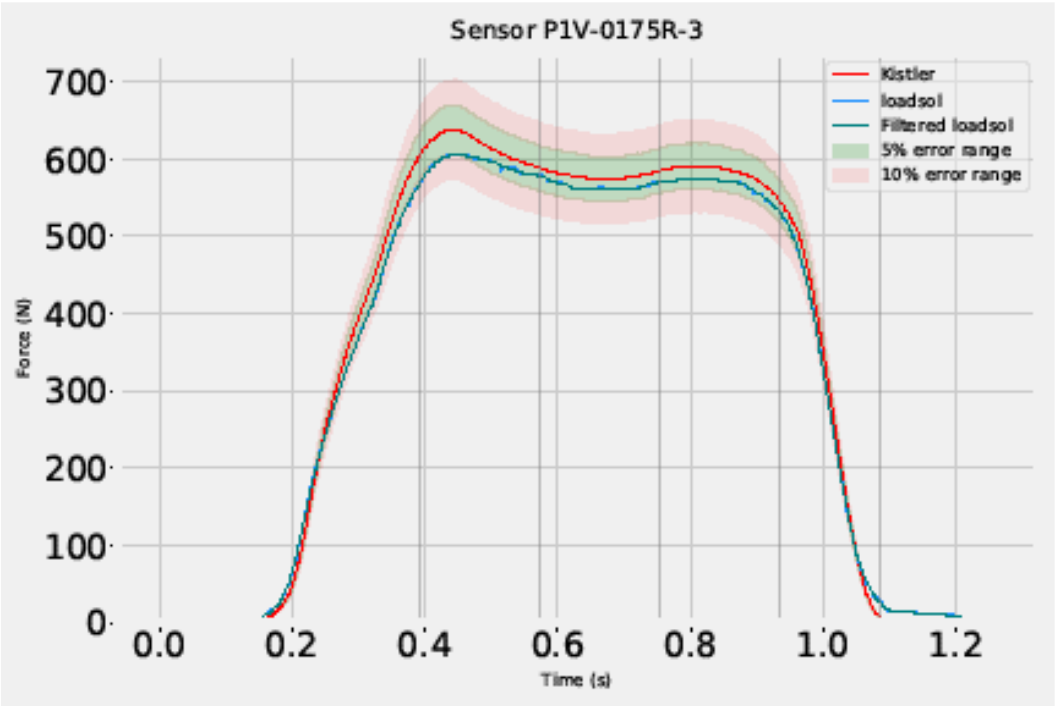

Sensor P1U-0050L-3
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2
1.4

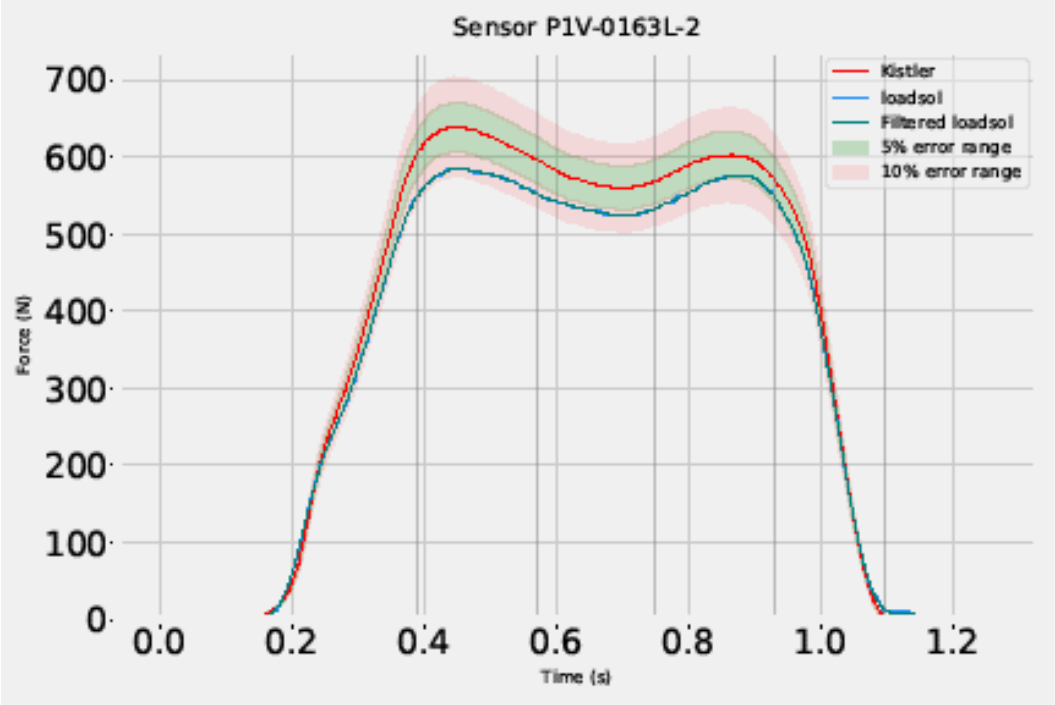

Sensor P1U-0069L-2
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2

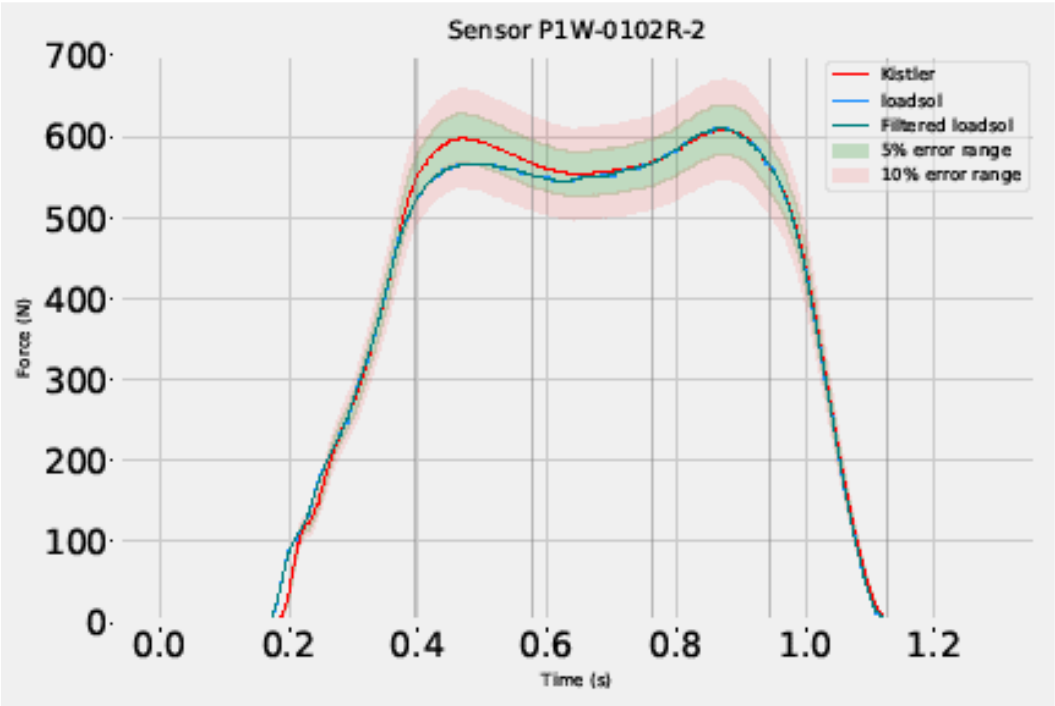

Sensor P1U-0088R-4
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2

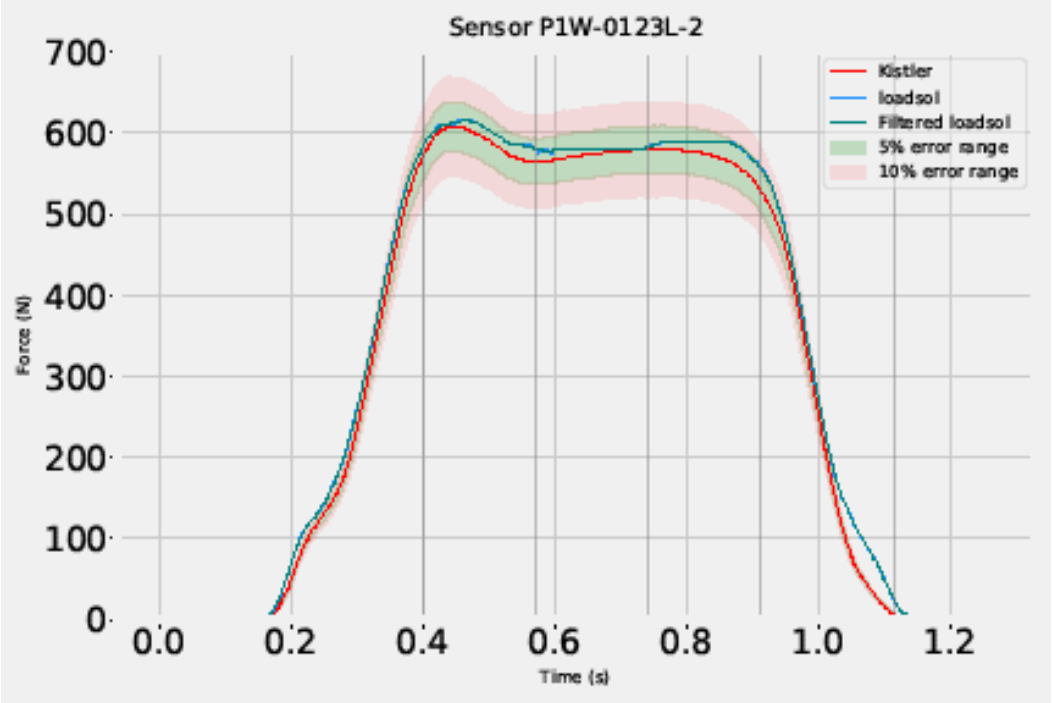

Sensor P1V-0097L-2
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.00
0.25
0.50
0.75
1.00
1.25
1.50

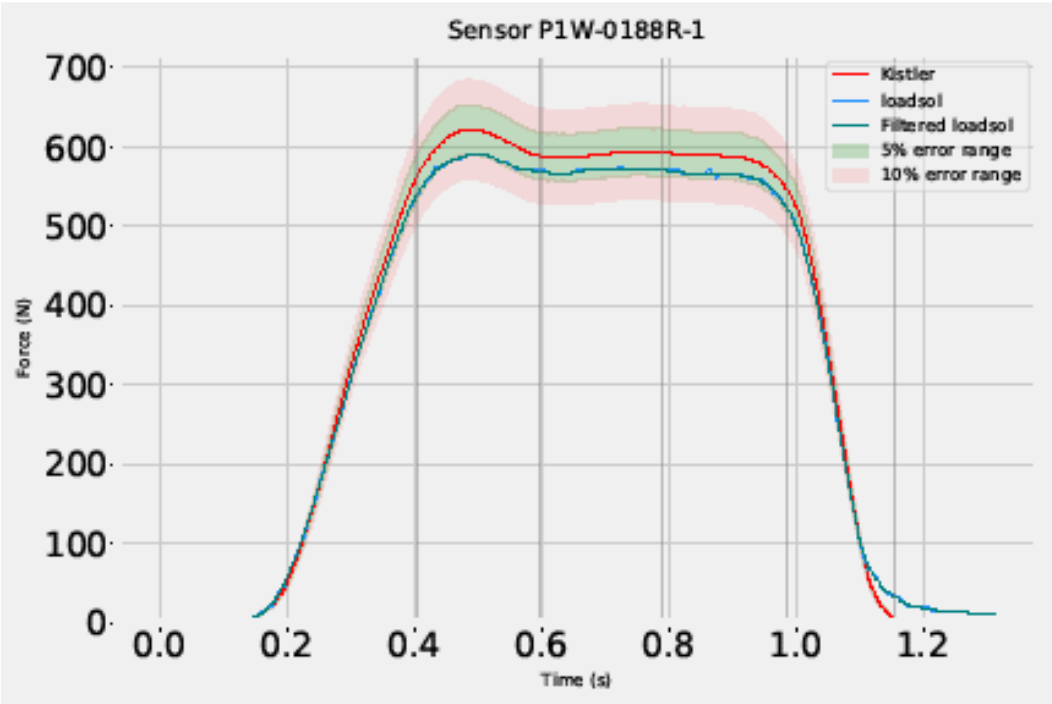

Sensor P1V-0100R-3
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
0.00
0.25
0.50
0.75
1.00
1.25
1.50

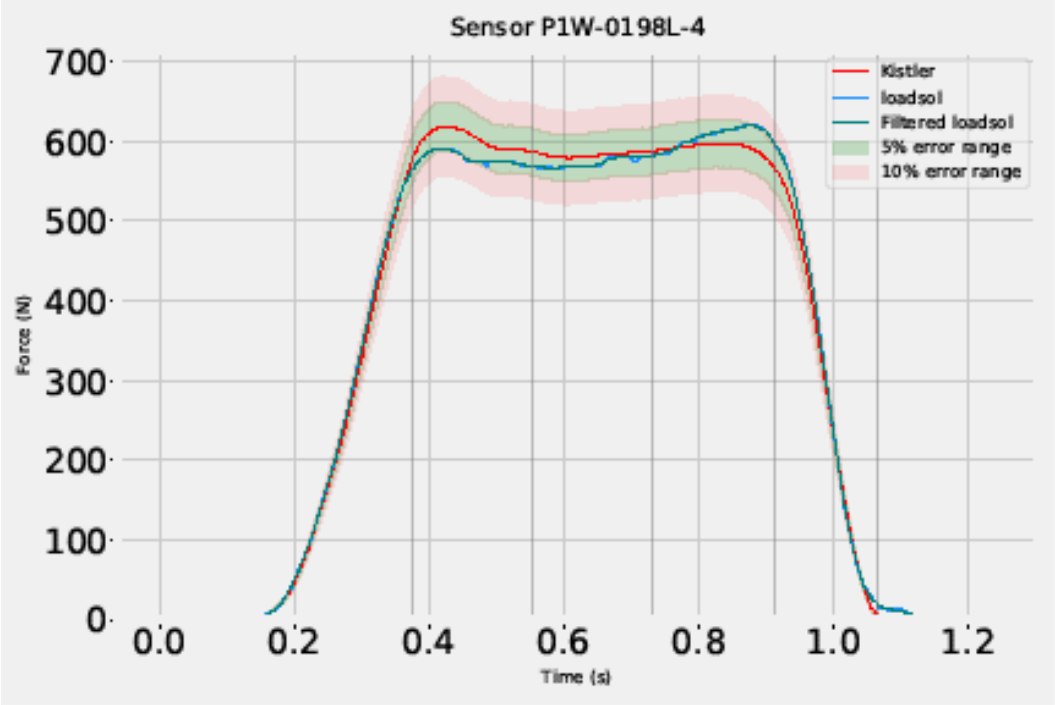

Sensor P1V-0175R-3
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2

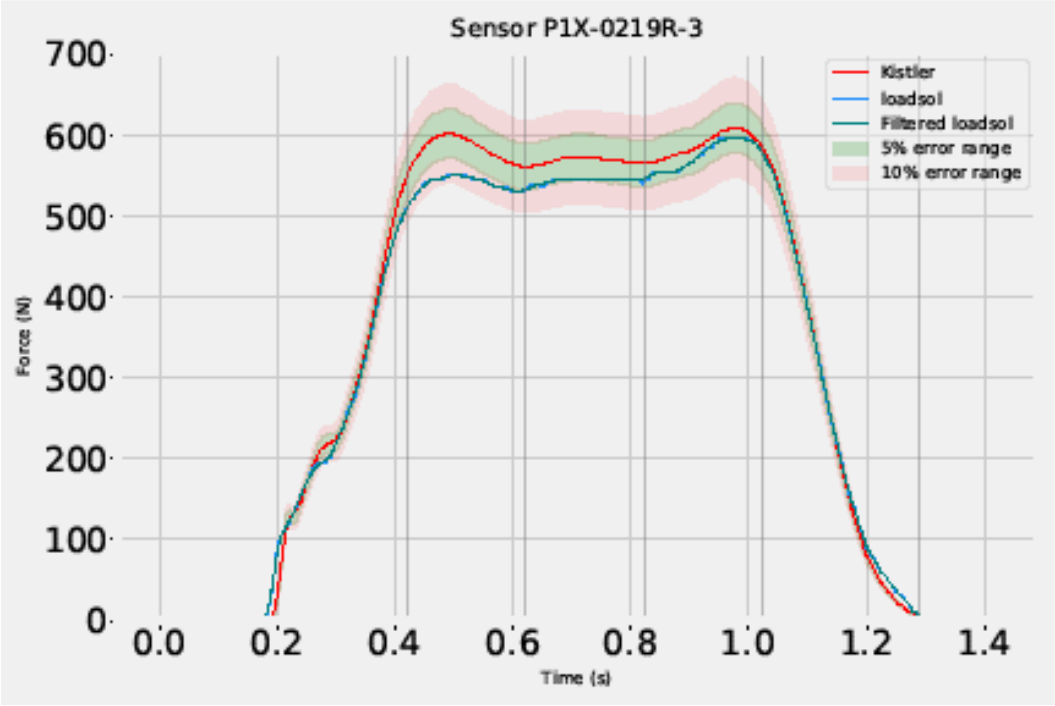

Sensor P1V-0163L-2
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2

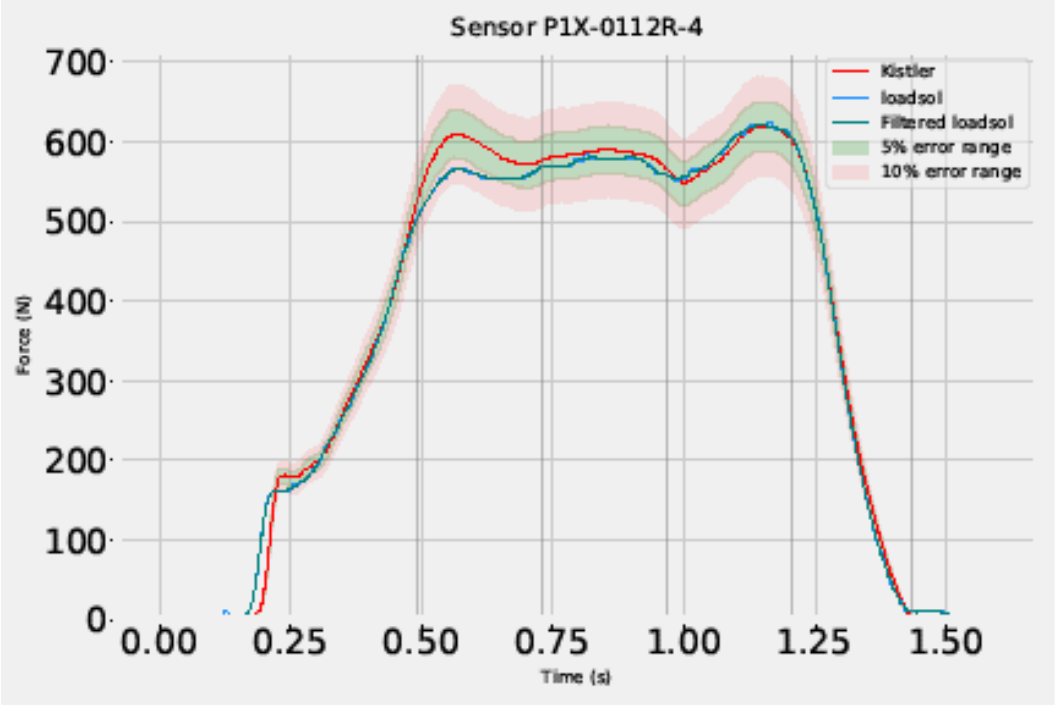

Sensor P1W-0102R-2
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2

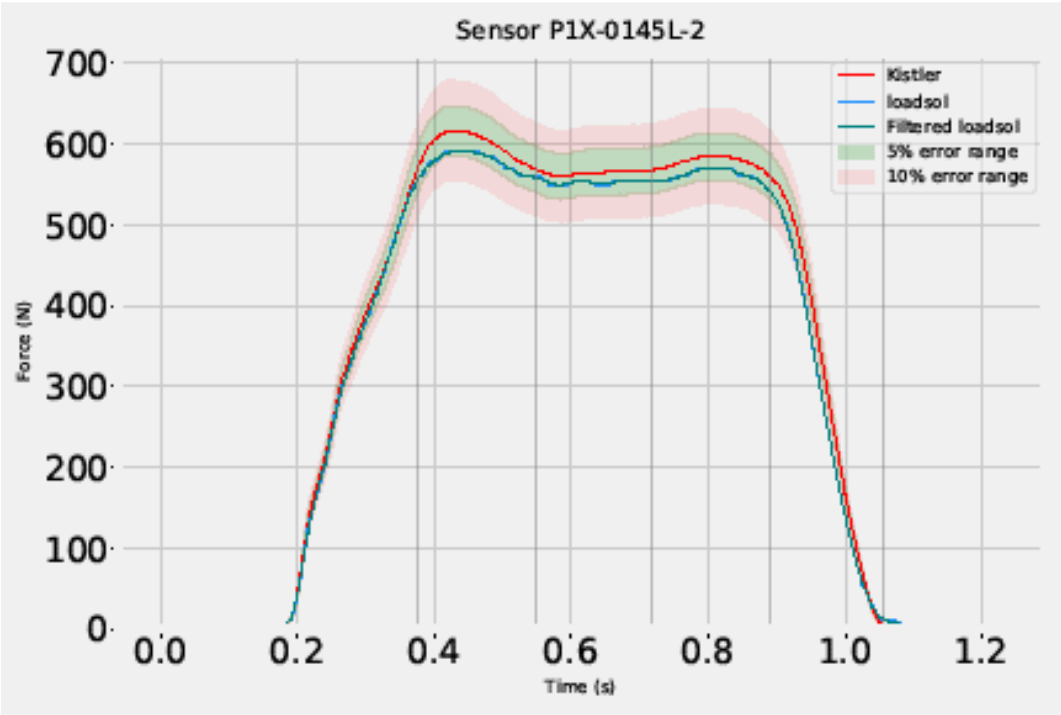

Sensor P1W-0123L-2
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2

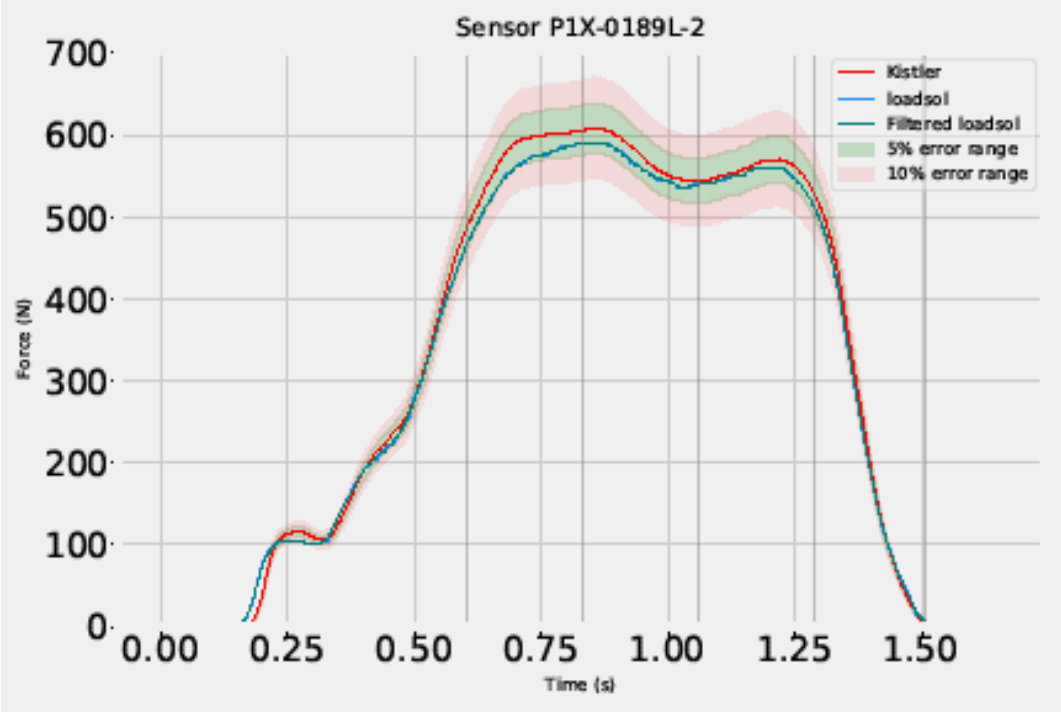

Sensor P1W-0188R-1
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2

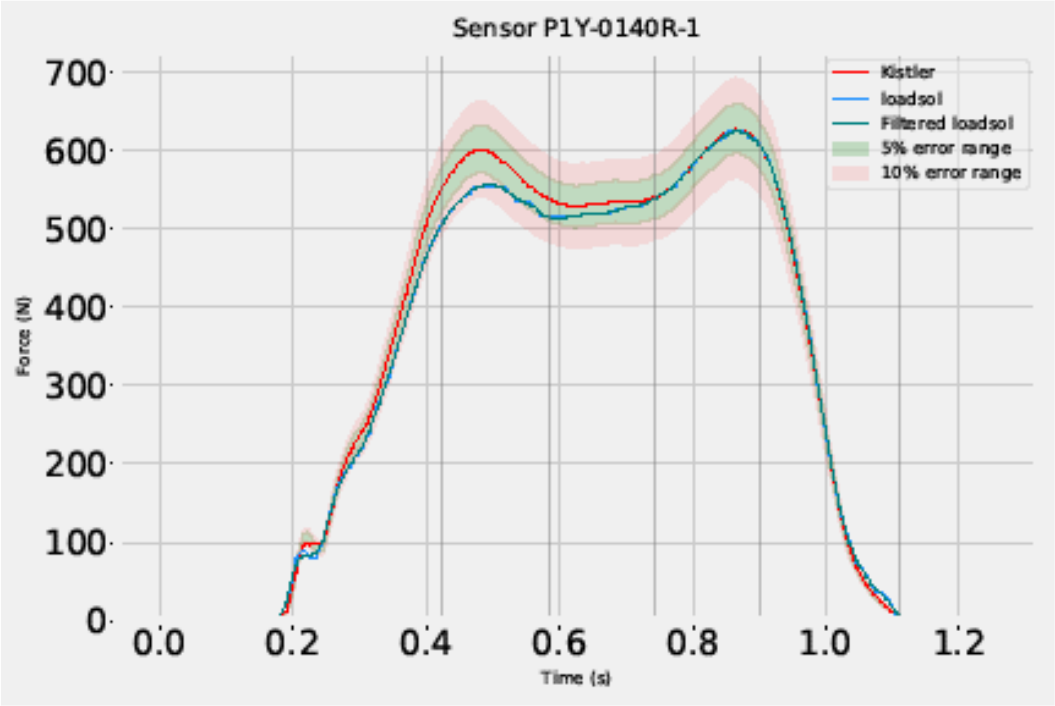

Sensor P1W-0198L-4
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2

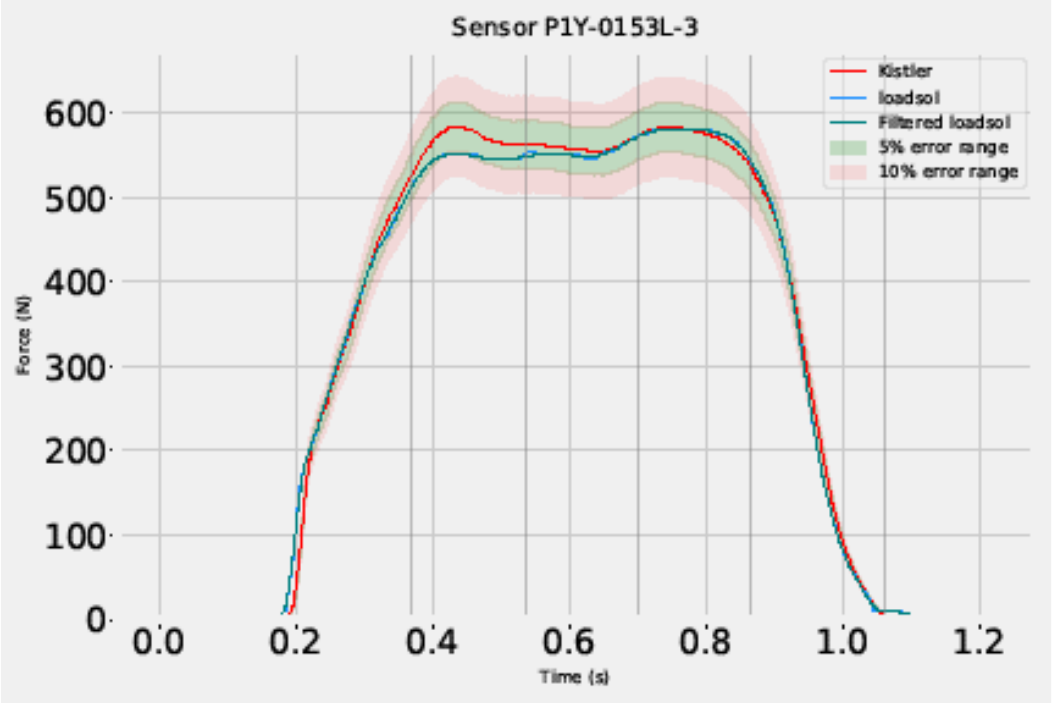

Sensor P1X-0219R-3
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2
1.4


Sensor P1X-0112R-4
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.00
0.25
0.50
0.75
1.00
1.25
1.50


Sensor P1X-0145L-2
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2


Sensor P1X-0189L-2
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.00
0.25
0.50
0.75
1.00
1.25
1.50


Sensor P1Y-0140R-1
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
Time (s)
0
100
200
300
400
500
600
700
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2


Sensor P1Y-0153L-3
Kistler
loadsol
Filtered loadsol
5% error range
10% error range
Force (N)
600
500
400
300
200
100
0
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
1.2
Time (s)