

Aus dem Zentrum für
Orthopädie und Unfallchirurgie
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Steffen Ruchholtz

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

**Der Einfluss des postoperativen femoralen offset auf die Funktion des
Hüftgelenks nach trochantärer Femurfraktur und Versorgung mittels
intramedullären Marknagels**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Humanmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Vinzenz Seifert aus Erfurt

Marburg, 2016

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am: 01.03.16

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. Helmut Schäfer

Referent: Prof. Dr. Steffen Ruchholtz

1. Korreferent: Prof. Dr. Markus Schofer

Originaldokument gespeichert auf dem Publikationsserver der
Philipps-Universität Marburg
<http://archiv.ub.uni-marburg.de>



Dieses Werk bzw. Inhalt steht unter einer
Creative Commons
Namensnennung
Keine kommerzielle Nutzung
Weitergabe unter gleichen Bedingungen
3.0 Deutschland Lizenz.

Die vollständige Lizenz finden Sie unter:
<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/de/>

- 1. Inhaltsverzeichnis**
- 2. Abkürzungs-, Abbildungs- und Tabellenverzeichnisse**
 - 2.1. Abkürzungsverzeichnis**
 - 2.2. Abbildungsverzeichnis**
 - 2.3. Tabellenverzeichnis**
- 3. Einleitung**
 - 3.1. Epidemiologie**
 - 3.2. Ätiologie**
 - 3.3. Anatomie**
 - 3.3.1. Knöcherne Bestandteile**
 - 3.3.2. Femorale Anteversion und *femorales offset***
 - 3.3.3. Bandapparat und Blutversorgung**
 - 3.4. Klassifikationen der proximalen Femurfraktur**
 - 3.4.1. Klassifikationen der trochantären Femurfraktur**
 - 3.5. Therapie der proximalen Femurfraktur**
 - 3.5.1. Schenkelhalsfraktur**
 - 3.5.2. Trochantäre Femurfraktur**
 - 3.5.3. Operationsverfahren**
 - 3.6. Prognose der proximalen Femurfraktur**
 - 3.7. Ziel dieser Doktorarbeit**
- 4. Material und Methoden**
 - 4.1. Allgemeines**
 - 4.2. Röntgenologische Parameter**
 - 4.2.1. Becken-a.p.-Aufnahme**
 - 4.2.2. Hüfte-a.p.-Aufnahme und intraoperativer C-Bogen**

4.3. Mathematische Methodik

4.4. Messung des posttraumatischen funktionellen Ergebnisses

4.5. Statistik

5. Ergebnisse

5.1. Allgemeine Ergebnisse

5.2. Röntgenologische Ergebnisse

5.2.1. Präoperative Becken-a.p.-Aufnahme

5.2.2. Intraoperativer C-Bogen

5.2.3. Erste postoperative Hüfte-a.p.-Aufnahme

5.3. Funktionsdiagnostische Ergebnisse

6. Diskussion

7.1. Zusammenfassung

7.2. Summary

8. Literaturverzeichnis

9. Anhang

9.1. Mini Mental Status Test (MMST, MMSE)

9.2. Barthel-Index (BI)

9.3. Charakterisierung des untersuchten Patientenkollektivs - Reoperationen

9.4. Röntgenbilder

9.4.1. Messgrößen - präoperative Becken-a.p.-Aufnahme

9.4.2. Messgrößen - intraoperativer C-Bogen

9.4.3. Messgrößen - erste postoperative Hüfte-a.p.-Aufnahme

9.5. Klinische Nachuntersuchungen (NU) nach 6 und 12 Monaten

9.5.1. Harris Hip Score (HHS) und Barthel-Index (BI)

9.5.2. Präoperativer ASA-Score

9.5.3. Ergebnisse des MMST zum Zeitpunkt der Aufnahme

10. Verzeichnis der akademischen Lehrer

10.1. Meine akademischen Lehrer waren in Bad Wildungen

10.2. In Castlebar

10.3. In Erfurt

10.4. In Fulda

10.5. In Kasan

10.6. In Marburg

10.7. In Paderborn

11. Danksagung

2. Abkürzungs-, Abbildungs- und Tabellenverzeichnisse

2.1. Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ADL	<i>Activities of Daily Living</i> , Aktivitäten des täglichen Lebens
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
a.p.	<i>Anterior-Posterior x-ray path</i> , Anterior-Posteriorer Strahlengang des Röntgenbildes
ASA	<i>American Society of Anesthesiologists</i> , Amerikanische Gesellschaft für Anästhesiologie
AWMF	Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften e.V.
BI	<i>Barthel-Index</i> , Barthel-Index
Bsp.	Beispiel
bspw.	Beispielsweise
bzw.	Beziehungsweise
CCD	<i>Collum-Caput-Diaphyseal-Angle</i> , Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel bzw. Collum-Caput-Diaphysen-Winkel
CCD _I	<i>Actual Collum-Caput-Diaphyseal-Angle of the Implant</i> , tatsächlicher CCD-Winkel des Implantats
CCD _P	<i>Projected Collum-Caput-Diaphyseal-Angle</i> , Projizierter CCD-Winkel
CE	<i>Centre-Edge-Angle of Wiberg</i> , Centrum-Ecken-Winkel nach Wiberg
CF	<i>Calibration Factor</i> , Kalibrierungsfaktor
CRD _I	<i>Circle Reference Diameter of the Implant</i> , Durchmesser der Kreisreferenz des Implantats (= 15.5mm beim hier verwendeten Implantat)
CRD _P	<i>Projected Circle Reference Diameter</i> , projizierter Durchmesser der Kreisreferenz
CT	Computertomographie
DGU	Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie
Dipl.-Biomath.	Diplom-Biomathematiker

Dipl.-Ing.	Diplom-Ingenieur
Dipl.-Math.	Diplom-Mathematiker
Dipl.-Psych.	Diplom-Psychologe
Dr.	Doktor
FND	<i>Femoral Neck Diameter</i> , Durchmesser des Schenkelhalses
FO	<i>Femoral Offset</i> , Femorales Offset
FO _P	<i>Projected Femoral Offset</i> , Projiziertes Femorales Offset (wie es in der a.p.-Aufnahme gemessen wird)
FO _{RC}	<i>Rotation-Corrected Femoral Offset</i> , Rotationskorrigiertes Femorales Offset (Korrektur der SH-Anteversion und Hüftrotation)
FO _{RL}	<i>Relative Femoral Offset</i> , Relatives Femorales Offset
GBE	Gesundheitsberichterstattung des Bundes
HAL	<i>Hip-Axis-Length</i> , Hüft-Achsen-Länge
HD	<i>Head Diameter</i> , Durchmesser des Caput femoris
HEP	Hemiendoprothese
HG	<i>Head Girth</i> , Umfang des Caput femoris
HHS	<i>Harris Hip Score</i> , Harris Hip Score
HI	Herzinsuffizienz
HR-PRO	<i>Health-Related Patient-Reported Outcome</i> , Gesundheitsbezogener Patientenerhobener Funktionstest (Bsp.: mHHS)
ICD	<i>International Classification of Diseases</i> , Internationale Klassifikation der Krankheiten
mHHS	<i>Modified Harris Hip Score</i> , Modifizierter Harris Hip Score
MMSE/MMST	<i>Mini-Mental State Examination</i> , Mini-Mental-Status-Test
OA	Osteoarthrose
ÖGU	Österreichische Gesellschaft für Unfallchirurgie
OP	Operation
PD	Pfannendurchmesser
PI	Pfanneninklination
Priv.-Doz.	Privat-Dozent

Prof.	Professor
PT	Pfannentiefe
QoL	<i>General Quality of Life</i> , Allgemeine Lebensqualität
RCF	<i>Rotation Correction Factor</i> , Rotations-Korrektur-Faktor
s. Abb.	Siehe Abbildung
SH	Schenkelhals des Femur
SHS	Schenkelhalsschraube
Tab.	Tabelle
TAD	<i>Tip Apex Distance</i> , Summe der Abstände von SHS-Spitze und Hüftkopfspitze in der axialen und anterior-posterioren Ansicht
TEP	Totalendoprothese
v.a.	Vor Allem
z.B.	Zum Beispiel
Z.n.	Zustand nach
γ	<i>Gamma-Angle</i> , Gammawinkel
γ_I	<i>Actual Gamma-Angle of the Implant</i> , Tatsächlicher Gammawinkel des Implantats
γ_P	<i>Projected Gamma-Angle</i> , Projizierter Gammawinkel
ρ	<i>Spearman-Coefficient</i> , Spearman Koeffizient

2.2. Abbildungsverzeichnis

Abb. 3.1: Pfanneninklination

Schünke, Michael et al., 2007. PROMETHEUS - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 2. Auflage, Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag, S. 421

Abb. 3.2: Ventraler Öffnungswinkel

Schünke, Michael et al., 2007. PROMETHEUS - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 2. Auflage, Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag, S. 421

Abb. 3.3: Hüft-Achsen-Länge (HAL)

Faulkner KG, Wacker WK, Barden HS, Simonelli C, Burke PK, Ragi S, Del Rio L (2006).

Femur strength index predicts hip fracture independent of bone density and hip axis length.

Osteoporos Int. 2006;17(4):593-9. Epub 2005 Dec 31.

Abb. 3.4: Calcar femorale

<http://a248.e.akamai.net/7/248/432/20110621154149/www.msdlatinamerica.com/ebooks/RockwoodGreensFracturesinAdults/files/1e9aed744304fc4cbadebc7c9566061b.gif> [29.12.14]

Abb. 3.5: Anteversionswinkel des Hüftgelenkes

Höglinger, Michaela, 2007. Zum möglichen Einfluss einer 3D- Ganganalyse auf die Operationsplanung bei Rotationsfehlern der unteren Extremität. 1. Auflage, Norderstedt: GRIN Verlag, S. 11

Abb. 3.6: Darstellung des *femoralen offset* mithilfe der Femurschaftachse und des Hüftkopfumfangs

Bild aus eigenem Patientenkollektiv

Abb. 3.7: Klassifikation der pertrochantären Oberschenkelfraktur nach Evans und Jensen

<http://www.orthopaedicsone.com/display/Main/Intertrochanteric+fractures+-+Evans+classification> [07.03.14]

Abb. 3.8: AO-Klassifikation (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) der trochantären Femurfraktur

<https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=diagnosis&bone=Femur&segment=Proximal> [17.01.15]

Abb. 3.9: Mittels dynamischer Hüftschraube (DHS) und Antirotationsschraube

versorgte mediale Schenkelhalsfraktur rechts

Bild aus dem Klinikarchiv

Abb. 3.10: Marknagelversorgung nach A2-Fraktur (Absprengung des T. minor) des rechten Femur

Bild aus eigenem Patientenkollektiv

Abb. 3.11: Zementierte Hemiendoprothese (HEP) rechts nach dislozierter Schenkelhalsfraktur

Bild aus dem Klinikarchiv

Abb. 3.12: Implantation einer Hybrid-Totalendoprothese (TEP, Pfanne zementiert, Schaft nicht-zementiert) links bei subtrochantärer Femurtrümmerfraktur

Bild aus dem Klinikarchiv

Abb. 4.1: Ermittlung von Pfannendurchmesser (PD, rot eingezeichnet), Pfannentiefe (PT, gelb eingezeichnet) mittels Winkelwerkzeugs; sowie Köhler'sche Tränenfigur (KT, grüner Stern) und unterer Pfannenpol (UP, blaue Ellipse)

Bild aus eigenem Patientenkollektiv

Abb. 4.2: Ermittlung von Pfanneninklination (PI, gelb eingezeichnet) und CE-Winkel (CE, rot eingezeichnet) mittels Winkelwerkzeugs und Kreiswerkzeugs (jeweils schwarz eingezeichnet); Anmerkung: Die weißen Linien stellen Hilfslinien dar, die die Winkelbeziehungen der Geraden zur vertikalen bzw. horizontalen Nulllinie verdeutlichen sollen.

Bild aus eigenem Patientenkollektiv

Abb. 4.3: Modell eines proximalen Femurnagels; gelbe Markierung des proximalen Kopfstücks (wurde in dieser Arbeit der Femurschaftachse gleichgesetzt)

Zimmer Natural Nail System (2013). Cephalomedullary Short Nail Details [online]. Verfügbar unter: <http://www.zimmer.com/content/dam/zimmer-web/documents/en-US/pdf/surgical-techniques/trauma/zimmer-natural-nail-system-cephalomedullary-nail-surgical-technique-standard.pdf>, S. 16 [01.02.15]

Abb. 4.4: Ermittlung des Hüftkopfumfangs (HG, orange eingezeichnet), *femoralen offset* (FO, rot eingezeichnet), CCD-Winkels (gelb eingezeichnet), der Referenzstrecke (grün eingezeichnet) und der Kreisreferenz (blau eingezeichnet) mithilfe des Winkelwerkzeugs (schwarz eingezeichnet)

Bild aus eigenem Patientenkollektiv

Abb. 4.5: Ermittlung von Hüftkopfumfang (HG, orange eingezeichnet), Schenkelhals-Länge in der Schenkelhalsachse (SH-Länge i.d. SH-Achse, rot eingezeichnet) und Kreisreferenz (blau eingezeichnet) mittels Kreiswerkzeugs (schwarz eingezeichnet)

Bild aus eigenem Patientenkollektiv

Abb. 4.6: Ermittlung von Schenkelhalslänge in der Schraubenachse (SH-Länge i.d. SHS-Achse, rot eingezeichnet), Kreisreferenz (blau eingezeichnet) und Hüftkopfumfang (HG, orange eingezeichnet)

Bild aus eigenem Patientenkollektiv

Abb. 4.7: Ermittlung der Länge der Schenkelhalsschraube (SHS-Länge, rot eingezeichnet) mithilfe der Schenkelhalsschrauben-Achse (SHS-Achse, schwarz eingezeichnet)

Bild aus eigenem Patientenkollektiv

Abb. 4.8: Dreieck aus wahrem (FO) bzw. projiziertem *femoralem offset* ($FO_{P1/2}$), wahrer (LS) bzw. projizierter *lag screw* ($LS_{P1/2}$) und der Femurschaftachse (*femoral nail shaft axis*) bei variierender Hüftrotation; wahrer (γ) bzw. projizierter Gammawinkel (γ_P), CCD-Winkel (CCD)

Lechler P, Frink M, Gulati A, Murray D, Renkawitz T, Bücking B, Ruchholtz S, Boese CK (2014).

The influence of hip rotation on femoral offset on plain radiographs of the hip. Acta Orthop. 2014 Aug;85(4):389-95. doi: 10.3109/17453674.2014.931196. Epub 2014 Jun 23.

Abb. 4.9: Die Längen der Hypothenusen (*lag screw*) SHS_1 und SHS_2 sind abhängig vom Gammawinkel.
selbst erstellte Grafik

2.3. Tabellenverzeichnis

Tab. 5.1: Statistische Übersicht - präoperative Becken-a.p.-Aufnahme

Daten selbst erhoben

Tab. 5.2: Statistische Übersicht - intraoperative Aufnahme mittels C-Bogens

Daten selbst erhoben

Tab. 5.3: Regressionskoeffizienten und p-Werte des FO_{RC} nach der multivariaten

Analyse (Berücksichtigung von Alter, Geschlecht, ASA-Score, am

Aufnahmetag erhobenen MMST und präoperativem BI)

Daten selbst erhoben

Tab. 5.4: Regressionskoeffizienten und p-Werte des FO_{RL} nach der multivariaten

Analyse (Berücksichtigung von Alter, Geschlecht, ASA-Score, am

Aufnahmetag erhobenen MMST und präoperativem BI)

Daten selbst erhoben

Tab. 5.5: Statistische Übersicht - postoperative Hüfte-a.p.-Aufnahme

Daten selbst erhoben

3. Einleitung

3.1. Epidemiologie

Die Bezeichnung proximale Femurfraktur fasst alle Frakturen des proximalen Femur, also Schenkelhalsfrakturen, per-, inter- und subtrochantäre Frakturen, sowie Femurkopffrakturen zusammen [4][90][189]. Die Inzidenz dieser Frakturen wird im Schnitt in der Population der Über-50-Jährigen mit 330 Fällen pro 100,000 Einwohner pro Jahr in Deutschland beziffert und ist regionsabhängig [42]. So sind v.a. die Stadtstaaten Hamburg (404), Berlin (387) und Bremen (368) durch hohe und die Bundesländer Baden-Württemberg (292), Sachsen (278) und Mecklenburg-Vorpommern (265, Angabe jeweils pro 100,000 Einwohner pro Jahr) durch geringere Inzidenzraten in dieser Altersgruppe charakterisiert [42]. Dies entspricht einem Unterschied zwischen dem führenden Bundesland (Hamburg) und dem Bundesland mit der geringsten Inzidenz der proximalen Femurfraktur (Mecklenburg-Vorpommern) von 33%, welcher im Zeitraum vom Jahre 2000 bis 2011 in etwa konstant geblieben ist [42]. Die trochantäre Femurfraktur, welche die in dieser Doktorarbeit untersuchte Entität darstellt, lässt sich weiter in per-, inter- und subtrochantäre Femurfrakturen einteilen. Diese sind Frakturen des alten Menschen [68] und stellen den häufigsten Subtyp der Kategorie der proximalen Femurfraktur dar [32]. Allein die pertrochantären Femurfrakturen machen je nach Quelle einen Anteil von etwa 44-56% der proximalen Femurfrakturen aus [32][65][66][67]. Den Daten des Informationssystems der Gesundheitsberichterstattung des Bundes (GBE) zufolge gab es im Jahr 2012 62,831 Fälle der pertrochantären Frakturen in Deutschland, davon waren 45,120 Patienten (72%) weiblich und 17,711 (28%) männlich [65]. Da sich die Datenerhebung des GBE auf die Codierung mittels des ICD-10-Katalogs bezieht und hierbei die per- und intertrochantären Frakturen dieselbe Kennziffer (S72.1) erhalten [90], spiegelt diese Zahl folglich beide Entitäten wieder. Im gleichen Jahr waren es 11,484 subtrochantäre Frakturen, davon 8,006 Fälle (70%) bei weiblichen und 3,478 Fälle (30%) bei männlichen Patienten [67]. Ebenfalls wurden die Schenkelhalsfrakturen, denen aufgrund der ICD-Einteilung auch die Hüftkopffrakturen zugerechnet wurden, für dieses Jahr aufgezeichnet. Somit ereigneten sich 69,584 Frakturen, wobei 48,426 (70%) bei Frauen und 21,158 (30%) bei Männern auftraten [66]. Anhand dieser Zahlen lassen sich die proximalen Femurfrakturen in Deutschland aus dem Jahr 2012 (insgesamt 143,899 Frakturen) aufgliedern in 48% Schenkelhals- und Hüftkopffrakturen, 44% per- und intertrochantäre Femurfrakturen, sowie 8% subtrochantäre Femurfrakturen. Somit waren im Jahr 2012 die trochantären Femurfrakturen (insgesamt 52%) auch in Deutschland der häufigster Subtyp der proximalen Femurfrakturen.

Aus statistischer Sicht treten 90% aller proximalen Femurfrakturen bei Über-50-Jährigen auf, davon sind 80% der Patienten Frauen [160]. Die proximale Femurfraktur repräsentiert bei Männern ab 85 Jahren bzw. Frauen ab 70 Jahren den häufigsten Frakturtyp, wohingegen diese Entität bei 50-jährigen Patienten nur eine untergeordnete Rolle spielt [96]. Sie sind somit eine Fraktur des alten Menschen, was im Hinblick auf den demographischen Wandel eine stetig wachsende Bedeutung dieser Verletzungen nach sich zieht [68][160][191]. Das geschätzte Lebenszeitrisiko eine proximale Femurfraktur zu erleiden, liegt in etwa bei 17.5% für Frauen bzw. bei 6% für Männer [125]. Auch weltweit ist ein drastischer Anstieg der Inzidenz der proximalen Femurfraktur zu erwarten [160][191]. Während im Jahre 1990 die weltweite Inzidenz der proximalen Femurfrakturen noch auf 1.7 Millionen pro Jahr geschätzt wurde, wurde für das Jahr 2050 hingegen eine Neuerkrankungsrate von etwa 6.3 Millionen pro Jahr vorausgesagt [160].

Diese Zahlen weisen darauf hin, dass Frakturen des proximalen Femur ein zentrales Problem unserer alternden Gesellschaft darstellen [191]. Aus diesem Grund ist die stetige Überprüfung und Verbesserung der bisherigen Therapieformen unabdingbar. Diese Studie soll dazu beitragen, einen etwaigen Zusammenhang zwischen dem postoperativen klinischen Ergebnis (*outcome*) und dem *femoralen offset* (FO), einer definierten radiologischen Kenngröße, welche den Hebelarm der Hüftgelenksabduktoren abschätzt, festzustellen und zu untersuchen.

3.2. Ätiologie

Wie unter »3.1. Epidemiologie« ausführlich dargestellt, stellt die proximale Femurfraktur eine Fraktur des alten Menschen dar. Sie entsteht bei dieser Population meist als niederenergetisches Trauma durch Bagateltraumen, wie einem Sturz auf die Hüfte aus geringer Höhe [189], häufig aber auch im Rahmen mehrfacher Stürze [92]. Die Ursachen für die erhöhte Frakturneigung im Alter sind vielfältig. Hier ist an erster Stelle die Osteoporose zu nennen [36][38][121][134][189]. Da v.a. Frauen nach der Menopause von der Osteoporose betroffen sind [77][134], erklärt dies im Wesentlichen die geschlechtsspezifische Differenz der Inzidenzraten mit deutlich erhöhter Frakturgefahr für ältere Frauen [32]. Auch chronischer Alkoholabusus ist mit erhöhten Frakturraten assoziiert [135]. Das Verletzungs- bzw. Sturzrisiko ist außerdem durch Sehstörungen [38][73][116][181], Muskelschwäche [38][69], längere Immobilität [73][147] und auch Umgebungseinflüsse (hohe Teppichkanten, Türschwellen etc.) [7] erhöht. Interessant ist außerdem, dass eine verringerte Knochendichte sowohl bei trochantären als auch bei Schenkelhalsfrakturen eine Rolle spielt; die Geometrie des proximalen Femur, hier v.a. der CCD-Winkel und die Hüft-Achsen-Länge (HAL), jedoch nicht die Entstehung der

trochantären Femurfrakturen, sondern lediglich die der Schenkelhalsfrakturen zu beeinflussen scheint [71], wohingegen ein positiver Zusammenhang mit der HAL ursprünglich auch für die trochantären Frakturen beschrieben worden war [52]. Dabei ist eine große HAL jedoch ein deutlich schwächerer Prädiktor für eine Femurfraktur als die Knochendichte und sollte deshalb nie alleine beurteilt werden [52][53].

Bei jungen Patienten (unter 60 Lebensjahre) ist die proximale Femurfraktur dagegen sehr viel seltener und wird bei diesem Patientenkollektiv v.a. durch Hochenergie-Traumata der oft abduzierten Hüfte, wie sie bei Verkehrsunfällen vorkommen, verursacht [17] [189].

3.3. Anatomie

3.3.1. Knöcherne Bestandteile

Das menschliche Hüftgelenk besteht aus den folgenden Bestandteilen:

Medial bildet das Acetabulum des Beckens die Gelenkpfanne dieses Kugelgelenks. Es besteht aus Teilen des Sitzbeins (Os ischii), Schambeins (Os pubis) und des Darmbeins (Os ileum), welche im Bereich der Y-förmigen Wachstumsfuge, ungefähr zwischen dem 14. und 16. Lebensjahr, endgültig synostotisch miteinander verschmelzen [183]. Das Acetabulum bildet das Gleitlager für das Caput femoris und ist nach Ullmann und Sharp in der Frontalansicht, in Bezug auf die Horizontalebene, beim Neugeborenen um 51° und beim Erwachsenen um etwa 40° geneigt [89][166]. Dieser Winkel zwischen Horizontalebene und Verbindungslinie des cranialen Pfannenpols und der Köhler'schen Tränenfigur, die den Boden des Fossa acetabuli markiert, wird als Pfanneninklination oder Sharp-Winkel bezeichnet (s. Abb. 3.1) [166]. Demgegenüber gibt es auch einen ventralen Öffnungswinkel des Acetabulum, welcher in der Horizontalansicht gemessen wird und durch den Winkel zwischen Sagittalebene und Verbindungslinie von vorderem und hinterem Pfannenpol definiert ist (s. Abb. 3.2). Nach Chassard und Lapiné misst der ventrale Öffnungswinkel beim Neugeborenen in etwa 7° und erhöht sich beim Erwachsenen auf circa 17° [33][89].

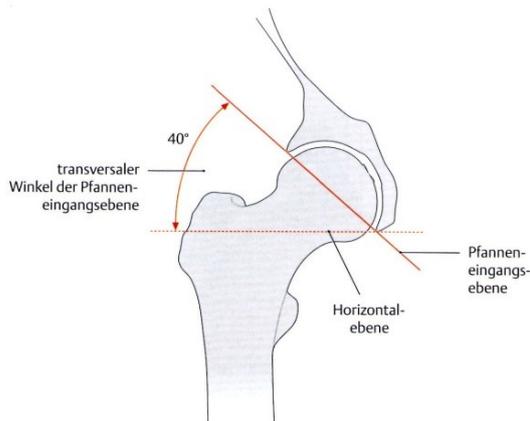


Abb. 3.1: Pfanneninklination

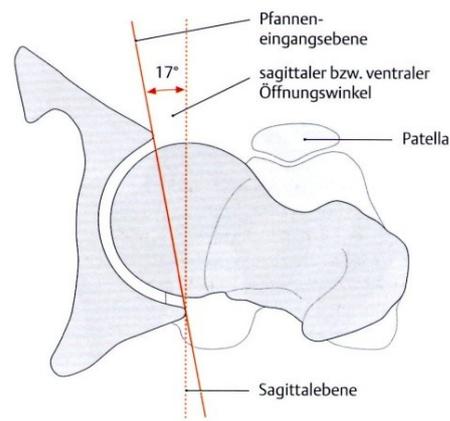


Abb. 3.2: Ventraler Öffnungswinkel

Der Femurkopf wiederum ist über den Schenkelhals mit dem Femurschaft verbunden, wobei Schenkelhals und Femurschaft den sogenannten CCD-Winkel (Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel bzw. Collum-Caput-Diaphysen-Winkel) bilden. Aufgrund der valgischen Formgebung des proximalen Femur des Neugeborenen und des Säuglings beträgt der CCD-Winkel in dieser Altersgruppe bis zu 150° , verringert sich jedoch mit der Zeit, sodass er bei Erwachsenen physiologischerweise etwa 126° beträgt [184].

Die mediale Corticalis des Übergangs zwischen Schenkelhals und Femurschaft spielt für die Verteilung der auf die Hüfte einwirkenden Kräfte eine wichtige Rolle und wird auch als Adams-Bogen bezeichnet [16]. Für die Klassifikation der proximalen Femurfrakturen ist dieser Adams-Bogen von Bedeutung (s. auch »3.4. Klassifikationen der proximalen Femurfraktur«). Bereits unter »3.2. Ätiologie« wurde die Hüft-Achsen-Länge (HAL) erwähnt. Diese beschreibt eine Strecke im Verlauf der Schenkelhalsachse [52]: Den lateralen Endpunkt bildet die Basis des Trochanter major, das mediale Ende wird durch die innere Kante des Beckenrings gebildet (s. Abb. 3.3). Bei erhöhten Werten ist die HAL ein Risikofaktor der proximalen Femurfraktur, da eine Vergrößerung der HAL um nur eine Standardabweichung bereits die Chance eines Frakturereignisses um den Faktor 1.3-1.8 erhöht [52][53]. Dies bedeutet zwar ein fast verdoppeltes Frakturrisiko, ist aber dennoch weniger prädiktiv für eine Fraktur als die Knochendichte [52][53]. Ebenfalls wichtig für die Entstehung proximaler Femurfrakturen ist das Calcar femorale. Diese kompakte Knochenbrücke befindet sich zum größten Teil im Schenkelhals und ist je nach Dicke maßgeblich für dessen Stabilität verantwortlich (s. Abb. 3.4). Es ist für die Umverteilung der einwirkenden Kräfte zuständig und entlastet den posterior-medialen Schenkelhals indem es einen Teil der Last auf den anterior-lateralen Anteil des SH verlagert [193].

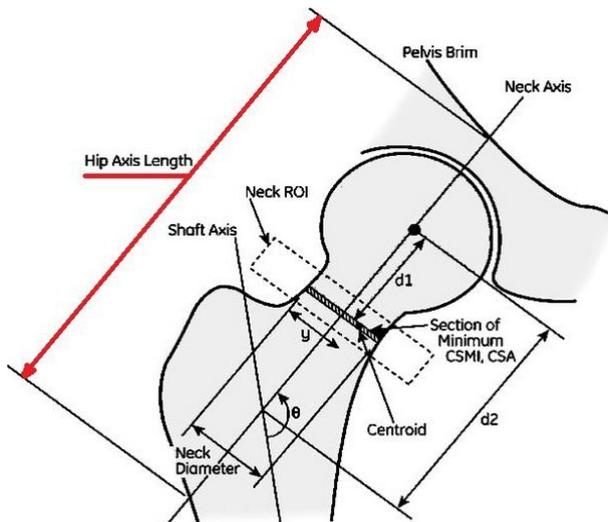


Abb. 3.3: Hüft-Achsen-Länge (HAL)

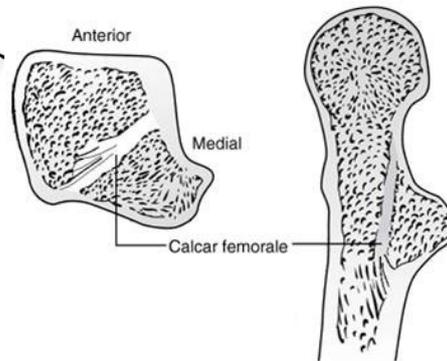


Abb. 3.4: Calcar femorale

3.3.2. Femorale Anteversion und femorales offset

Ebenfalls zu beachten ist die Anteversion bzw. Antetorsion des Femur. Diese wird durch den Winkel zwischen der Längsachse des Schenkelhalses und der Frontalebene definiert (s. Abb. 3.5) [182]. Dabei ist der Femurkopf beim Erwachsenen physiologischerweise um circa 12° nach anterior gedreht, beim Neugeborenen dagegen um $30-40^\circ$ [182]. Die Messung dieser Größe ist komplex [172]. Höchste Genauigkeiten werden durch die Vermessung mittels CT-3D-Rekonstruktion erreicht [172]. Ist diese nicht praktisch durchführbar, ist die Messung über einen CT-Einzelschnitt meist ausreichend, vorausgesetzt die beurteilte Schnittebene befindet sich direkt caudal des Caput femoris [172]. Die femorale Anteversion ist im Rahmen dieser Arbeit besonders deshalb von Bedeutung, da sie ein in der a.p.-Aufnahme der Hüfte bzw. des Beckens gemessenes *femorales offset* (FO) unterschätzt [114]. Dieses FO ist definiert als der Abstand zwischen dem Zentrum der Hüftrotation (in dieser Arbeit der Mitte des Femurkopfes gleichgesetzt) und der Femurschaftachse (in dieser Arbeit dem proximalen Kopfstück des Marknagels gleichgesetzt). Demzufolge steht es stets senkrecht auf der Femurschaftachse (s. Abb. 3.6). Es kann als radiologisches Korrelat zum Hebelarm der Hüftabduktoren angesehen werden [112]. Somit hat es einen Einfluss auf die Hüftbeweglichkeit [31][123][124], sowie weitere Pathologien der Hüfte, wie das femoroacetabuläre Impingementsyndrom (FAI) [123][124] und den Verschleiß von eingesetzten Totalendoprothesen [10][158].

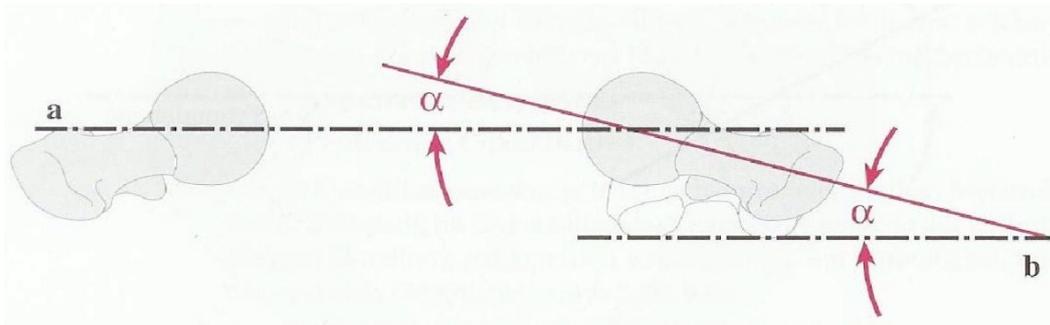


Abb. 3.5: Anteversionswinkel des Hüftgelenkes

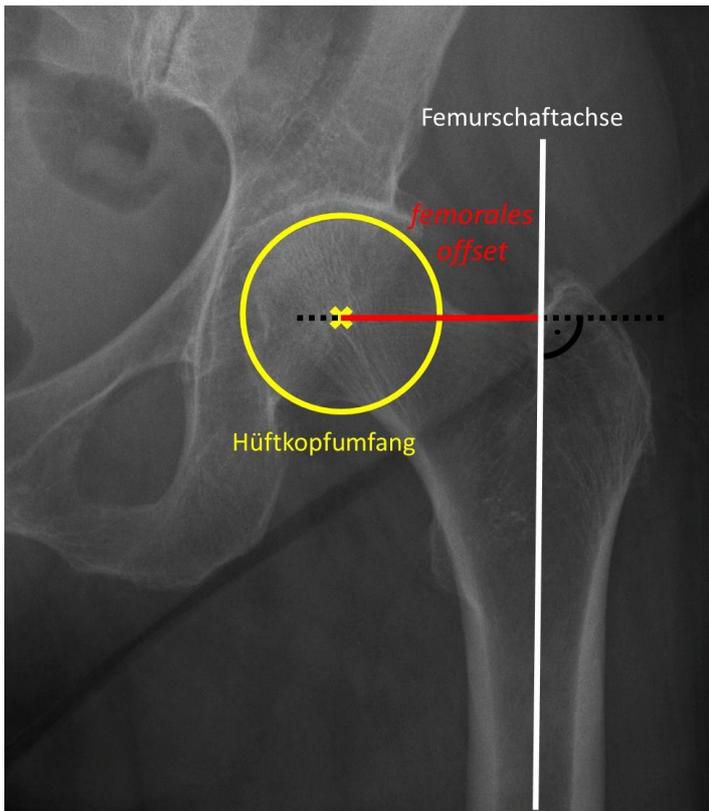


Abb. 3.6: Darstellung des femoralen offset mithilfe der Femurschaftachse und des Hüftkopfumfangs

3.3.3. Bandapparat und Blutversorgung

Ligamentär wird das Hüftgelenk ringförmig durch vier Bänder stabilisiert, das Lig. ischiofemorale, das Lig. iliofemorale, das Lig. pubofemorale und die von außen nicht sichtbare Zona orbicularis (Ringband), welche den Schenkelhals umgibt [12]. Bei der Extension des Hüftgelenks verdrehen sich die drei erstgenannten Bänder so gegeneinander, dass der Hüftkopf in das Acetabulum gepresst wird. Dies erhöht die Stabilität deutlich und geht mit einer verminderten Hüftbeweglichkeit in Extension einher [12]. Bei der Flexion erschlaffen diese Bänder, sie entdrehen sich also, und der Hüftkopf sitzt lockerer in der Hüftgelenkspfanne. Dies vermindert die Gelenkstabilität zugunsten einer verbesserten Beweglichkeit in Flexion [12], was sich im zu erwartenden Bewegungsausmaß eines gesunden Hüftgelenks (entsprechend der Neutral-Null-Methode gemessen) widerspiegelt [20]:

Extension/Flexion:	20°/0°/140°
Adduktion/Abduktion in Extension:	30°/0°/50°
Adduktion/Abduktion in 90° Flexion:	20°/0°/80°
Innenrotation/Außenrotation in Extension:	40°/0°/30°
Innenrotation/Außenrotation in 90° Flexion:	40°/0°/50°

Hinzu kommt das Lig. capitis femoris, auch Lig. teres femoris genannt. Bereits während der fetalen Entwicklung sprießen Blutgefäße aus diesem Band in den Femurkopf ein [64]. Diese Blutversorgung ist jedoch sehr variabel und deren Bedeutung wird noch immer kontrovers diskutiert [14][64]. Interessanterweise gibt es aber Berichte, die auch von einem Anteil an der Hüftkopfperfusion von 10-20% beim Erwachsenen ausgehen [119]. Weiterhin wurde eine progressive Kollagenisierung dieser Struktur in der Fetalperiode beschrieben [60], die zu veränderten Eigenschaften des Bandes, ähnlich denen des vorderen Kreuzbandes, führt [188]. Dennoch ist der Einfluss des Lig. capitis femoris auf die Hüftstabilität weiterhin nicht abschließend geklärt [14].

Die Gelenkkapsel selbst lässt sich in die äußere Membrana fibrosa und die innere, dem Schenkelhals aufliegende, Membrana synovialis aufgliedern [11]. Außerhalb dieser Gelenkkapsel verlaufen die Aa. circumflexae femoris medialis und lateralis (meist aus der A. profunda femoris), die von lateral durch die Gelenkkapsel in den Schenkelhals einstrahlen und diesen als sogenannte Collumgefäße, sowie über Anastomosen mit der A. lig. capitis femoris aus der A. obturatoria auch den Femurkopf, arteriell versorgen [11]. Sollten diese Anastomosen nur gering ausgeprägt sein oder durch eine Schenkelhalsfraktur oder eine Luxation im Hüftgelenk beschädigt werden, kann es zu einer Femurkopfnekrose kommen [119].

3.4. Klassifikationen der proximalen Femurfraktur

Klassifikationen zur genauen Zuordnung einer Fraktur in eine Gruppe von Frakturen mit ähnlichen Merkmalen sind im heutigen klinischen Alltag weit verbreitet. Sie sind sowohl für die Wahl des optimalen therapeutischen Verfahrens der operativen Versorgung als auch für die postoperative Anschlussbehandlung von Bedeutung [4][61][94].

3.4.1. Klassifikationen der trochantären Femurfraktur

Für die Einteilung der proximalen Femurfrakturen nennt die Leitlinie für pertrochantäre Oberschenkelfrakturen 2 Klassifikationen [7]. Zum Zeitpunkt ihrer Entstehung bot die Evans-Jensen-Klassifikation (s. Abb. 3.7) den Vorteil, dass sie den anderen damals üblichen Klassifikationen für proximale Femurfrakturen in puncto Informationslieferung zur korrekten anatomischen Rekonstruktion überlegen war [94]. Diese Klassifikation

spiegelt jedoch nicht mehr den klinischen Standard wieder und wurde zugunsten der heute üblichen Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) abgelöst (s. Abb. 3.8) [4].

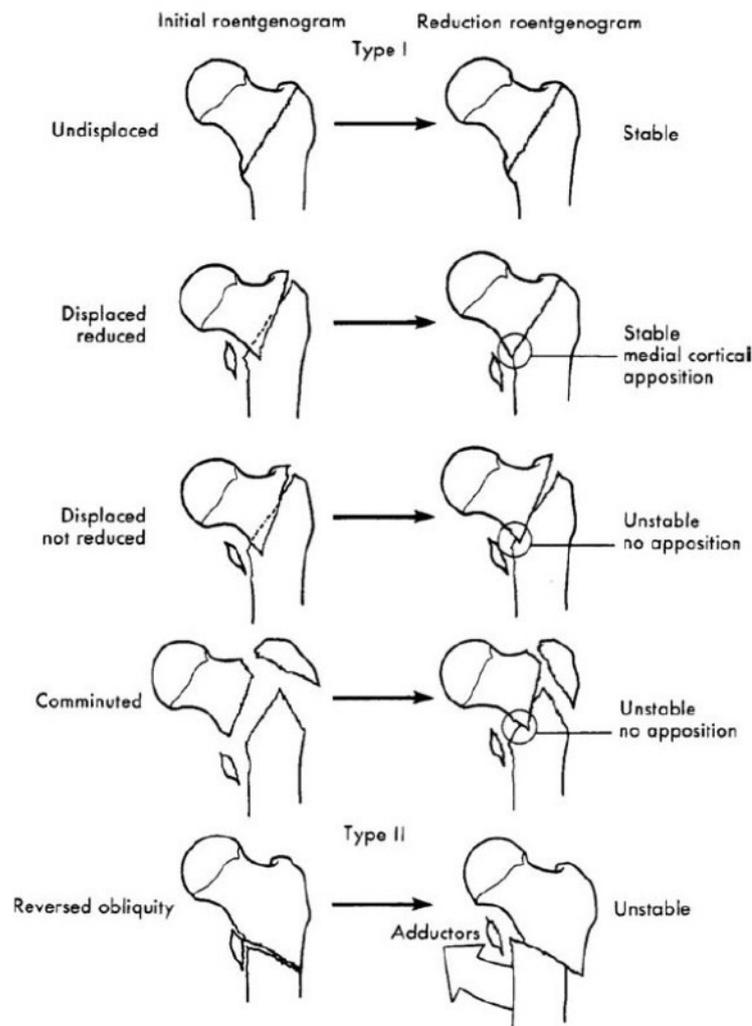


Abb. 3.7:

Klassifikation der perthrochantären Oberschenkelfraktur nach Evans und Jensen

Die grobe Einteilung der AO-Klassifikation erfolgt über die Lokalisation der Fraktur, wobei die Zahl 31 den proximalen Femur bezeichnet. Dabei werden alle perthrochantären bzw. interthrochantären Frakturen in A zusammengefasst (s. Abb. 3.8). B bildet die Gruppe der Schenkelhalsfrakturen. C bezeichnet alle Femurkopffrakturen. Weiter wird die Komplexität der Frakturen mit den Zahlen 1-3 bezeichnet. A1 kennzeichnet somit die einfachen perthrochantären Frakturen. Sie haben nur zwei Frakturfragmente und der Trochanter minor ist intakt. Typisch ist, dass diese Frakturen nach Fixation aufgrund der großen Kontaktflächen, die die Fragmente bilden, relativ stabil sind [4]. Die multifragmentären, perthrochantären Frakturen mit abgesprengtem T. minor werden mit A2 bezeichnet. Sie können je nach Größe des Trochanter-minor-Fragments und eventueller Beteiligung des T. major relativ stabil oder instabil sein. Hierbei gilt: Je

instabiler die Fraktur, desto eher sollte ein intramedulläres Implantat erwogen werden [4]. In A3 sind die wahren intertrochantären Frakturen zusammengefasst. Die Frakturlinie beginnt somit lateral caudal des T. major und endet auf der medialen Femurseite cranial des T. minor. Hierbei sind sowohl die laterale als auch die mediale Corticalis durchtrennt.



Abb. 3.8: AO-Klassifikation (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) der trochantären Femurfraktur

3.5. Therapie der proximalen Femurfraktur

Nach Empfehlung der DGU/ÖGU (Deutsche/Österreichische Gesellschaft für Unfallchirurgie) stellt die Operation das Mittel der Wahl bei der Therapie der proximalen Femurfraktur dar [7][8]. Eine konservative Therapie der perthrochantären Femurfraktur ist dagegen nur bei absoluten und lokalen Kontraindikationen für eine Operation, sowie in Fällen indiziert, in denen die modernen chirurgischen Mittel nicht zur Verfügung stehen [7][78][143]. Die konservative Versorgung stellt somit eine Ausnahme im Therapiekonzept dieses Frakturtyps dar. Insbesondere bei Patienten mit deutlich erhöhtem perioperativem Mortalitätsrisiko (Mangelernährung, ausgeprägtes Herzversagen, Bronchopneumonie und Klasse 4 nach dem ASA-Score (*American Society of Anesthesiologists*)) müssen individuelle Entscheidungen bezüglich des optimalen Operationszeitpunktes und des gewählten therapeutischen Verfahrens erfolgen [157]. Eine konservative Therapie ist prinzipiell bei impaktierten, also stabilen, Schenkelhalsfrakturen mit nur minimaler Abwinkelung des Caput femoris in der axialen Ansicht möglich [8], wird aber aufgrund der relativ häufig auftretenden sekundären Dislokationen nur in Ausnahmefällen durchgeführt.

3.5.1. Schenkelhalsfraktur

Da die Gruppe der Schenkelhalsfrakturen nicht Gegenstand dieser Doktorarbeit ist, wird sie an dieser Stelle nur kurz besprochen um die prinzipiellen Unterschiede zum Therapieschema bei trochantären Femurfrakturen aufzuzeigen.

Für die Versorgung der Schenkelhalsfraktur stehen sich zwei Verfahren gegenüber, die Osteosynthese und die Endoprothetik. Dabei stehen bei der Osteosynthese insbesondere die 3-Schrauben-Osteosynthese und die dynamische Hüftschraube (DHS) im Vordergrund [8]. Diese beiden Verfahren werden v.a. bei jüngeren, körperlich aktiven Patienten bevorzugt, allerdings werden sie auch bei sehr gebrechlichen, altersdementen und bettlägerigen Patienten mit geringer Lebenserwartung angewendet [144][185]. Bei jungen Patienten bieten sie nämlich den Vorteil, dass der Hüftkopf erhalten werden kann. Die Endoprothetik ist dagegen Mittel der Wahl bei älteren Patienten, insbesondere mit altersentsprechender Aktivität, Coxarthrose, verschlechterter Knochenqualität, zum Beispiel aufgrund von Osteoporose, sowie bei Patienten deren Frakturen nicht ausreichend reponierbar oder älter als 24 Stunden sind [8]. Zudem wurde für die Osteosyntheseverfahren bei dislozierten Schenkelhalsfrakturen eine höhere Versagens-, also Reoperationsrate, sowie ein schlechteres klinisches Ergebnis als bei der Frakturversorgung durch Endoprothesen nachgewiesen [156][174]. Unterschieden werden muss hierbei zwischen der Totalendoprothese (TEP) und der Hemiendoprothese (HEP). Die TEP wird dabei bei relativ jungen Patienten empfohlen, die vor dem Frakturereignis noch selbstständig und aktiv waren [164]. Die HEP wird hingegen besonders bei sehr alten und gebrechlichen Patienten ohne hohe funktionelle postoperative Ansprüche eingesetzt, da das Verfahren schonender und durch eine kürzere OP-Zeit im Vergleich zur TEP gekennzeichnet ist [8][57].

3.5.2. Trochantäre Femurfraktur

Die folgenden Aufführungen zu den Therapiemöglichkeiten der pertrochantären Femurfrakturen beziehen sich auf die entsprechende aktuellste Leitlinie der AWMF und deren Empfehlungen [7]. Hier wird als Therapie der Wahl für stabile A1- und A2-Frakturen die dynamische Hüftschraube (DHS) genannt, da sie für diese Frakturtypen ein günstigeres Kosten-Nutzen-Verhältnis als die intramedulläre Nagelung darstellt [7][18][162]. Bezüglich der klinischen und radiologischen Resultate, sowie der Komplikationsrate konnte kein Unterschied der beiden Verfahren nachgewiesen werden [162]. Eine Übersichtsarbeit von 14 Studien mit insgesamt 2,222 Patienten berichtete weiterhin, dass Implantate mit einer Gleitklinge, wie die DHS, eine geringere Komplikationsrate haben und deshalb Implantaten mit feststehender Klinge vorzuziehen sind [142]. Marknägel hingegen scheinen den Vorteil der höheren Primärstabilität zu bieten und werden insbesondere bei instabilen A3-Frakturen und den *reversed-Frakturen*, bei denen die Frakturlinie umgekehrt zum typischen Verlauf, also von medial und cranial nach lateral und caudal verläuft, empfohlen [7][18][140]. Folglich wird im klinischen Alltag ein Großteil der intertrochantären Femurfrakturen durch eine intramedulläre

Fixation operativ versorgt [3]. Dieses Verfahren wird jedoch zunehmend auch bei A1- und A2-Frakturen angewandt. Insgesamt gibt es jedoch keine statistische Evidenz, die einen Unterschied der beiden Verfahren in den Parametern Mortalität, Wundinfektionen, postoperative Komplikationen, Transfusionsbedarf und klinischer Funktionalität belegt [7][85][140]. Auch für die intraoperative Röntgenzeit wurden in einer Übersichtsarbeit, die 17 Studien mit insgesamt 2,472 Patienten untersuchte, keine statistisch signifikanten Unterschiede beobachtet [140]. Eine ältere Studie beschrieb allerdings, dass bei stabilen pertrochantären Femurfrakturen die Röntgenzeit während der Operation mittels Marknägeln um 70% länger war; das funktionelle Ergebnis blieb aber auch hier im Vergleich zur DHS identisch [18]. Bei instabilen trochantären Frakturen war die Marknagelung hingegen mit 23% geringerer OP-Zeit und 44% weniger intraoperativem Blutverlust assoziiert [18].

Alternativ wurden bei der trochantären Fraktur auch endoprothetische Verfahren beschrieben, wobei es hier keinen statistisch bewiesenen Anhalt für einen Vorteil gegenüber der Osteosynthese bei ausgeprägterem operativem Trauma gibt [141]. Ausnahmen können Patienten mit einer fortgeschrittenen Coxarthrose, pathologischen Frakturen und stark eingeschränkter lokaler Knochenqualität sein [7][25]. Letztendlich bleibt aber festzuhalten, dass die Endoprothetik bei der Versorgung trochantärer Femurfrakturen, im Gegensatz zur Versorgung von Schenkelhalsfrakturen, keine Standardtherapie darstellt.

3.5.3. Operationsverfahren

Wie bereits erwähnt können die osteosynthetischen Verfahren zur Versorgung unter anderem in dynamische Hüftschraube, Marknagel und Schraubenosteosynthese unterteilt werden. Letztere wird hauptsächlich bei den Schenkelhalsfrakturen verwendet und hier deshalb nicht besprochen.

Die Funktionsweise von (extramedullärer) DHS (s. Abb. 3.9) und (intramedullärem) Marknagel (s. Abb. 3.10) entspricht dem sogenannten Gleitprinzip bzw. der geführten Sinterung. Bei beiden Verfahren wird eine Schraube von relativ großem Durchmesser von lateral in den Schenkelhals eingebracht. Diese soll dabei aus axialer Sicht mittig im Caput femoris liegen [39]. Umstritten ist jedoch, welche Positionierung der Schraube die, für die Stabilität und das klinische Ergebnis, optimale Lage in der antero-posterioren Projektion darstellt [154]. Zusammenfassend gibt es hierzu mehrere Ansichten. Eine Studie beschrieb die geringste Rate am Durchschneiden der Schenkelhalsschraube (SHS, *lag screw*) durch die Hüftkopfcorticalis bei zentraler Lage derselben im Hüftkopf sowohl auf der a.p.-Projektion als auch in der axialen Ansicht [87]. Andere Autoren bevorzugten ebenfalls eine zentrale Lage der SHS in der Seitansicht, gaben jedoch an, dass die Lage

der *lag screw* in der frontalen Ansicht unerheblich sei [39][98]. Auch eine inferiore Positionierung im Caput femoris in der a.p.-Ansicht und eine gleichzeitig zentrale Lage der SHS in der axialen Projektion wurden empfohlen [40][76][82][106]. Dabei ist auffällig dass v.a. neuere Publikationen zur letztgenannten Ansicht tendieren. Diese Theorie kann u.a. dadurch begründet werden, dass sich eine inferiore Positionierung der SHS mehr am physiologischen Adams-Bogen orientiert und somit das Calcar femorale unterstützt [76]. Auch sollte berücksichtigt werden, dass durch eine zu weit anterior bzw. posterior (in axialer Projektion) liegende SHS ebenfalls ein Durchschneiden dieser Schraube durch die Corticalis des Hüftkopfes provoziert werden kann [2][87]. Die SHS ist sowohl beim extra- als auch beim intramedullären Verfahren durch ihr Gewinde medial fest im Hüftkopf verankert, auf der lateralen Seite jedoch nur durch eine Lasche bzw. ein Loch im Marknagel fixiert, wodurch eine medio-laterale Gleitbewegung gewährleistet wird. Manche Modelle verwenden noch eine weitere Schraube, die zusätzlich in den Schenkelhals eingeführt wird und die Stabilität der Osteosynthese erhöhen und v.a. etwaige Rotationsbewegungen verhindern soll. Der Unterschied zwischen DHS und Marknagel ist nun, dass beim Marknagel ein Nagel mithilfe eines Führungswerkzeuges von cranial intramedullär in den Femur eingebracht und distal durch ein oder mehrere Bolzen gesichert wird, wohingegen bei der DHS eine Platte extramedullär von lateral subtrochantär angebracht wird. Beim Marknagel gibt es eine hohe Variabilität bei der Wahl des idealen trochantären Zugangsweges [171]. So stellte in einer Studie z.B. die Spitze des T. major nur in einer Minderzahl der Fälle wirklich den gewählten Zugangsort dar [171]. Dieser intramedullär eingebrachte Nagel besitzt wie oben erwähnt am proximalen Kopfteil ein Loch, durch welches die Schenkelhalschraube nun von lateral über einen Führungsdraht entlang des Schenkelhalses bis in den Hüftkopf eingeführt und verschraubt wird. Dieses Loch gewährleistet eine Fixierung nach ventral und dorsal, lässt aber ein gleichzeitiges Gleiten der SHS in der Frontalebene zu. Ein zu starkes Gleiten der SHS nach lateral, z.B. durch starke Belastung der Hüfte beim Gehen, ist durch die feste Verankerung im Caput femoris ausgeschlossen. Eine Dislokation nach medial wird hingegen durch einen Blockierungsmechanismus verhindert. Auf diese Weise kann die SHS nicht aus dem Marknagel herausrutschen und stellt trotzdem die gewünschte Kompression der Frakturrenden bei Belastung sicher (sog. kontrollierte Sinterung/Impaktion bzw. intramedulläre Schienung mittels Gleitschraube) [7]. Bei der DHS wird, analog zur Marknagelung, von lateral die SHS durch eine entsprechende Lasche in der Platte entlang der Schenkelhalsachse bis in den Hüftkopf geschraubt. Ferner wird auch bei dieser Methode eine mediale Dislokation dieser Schraube durch einen Blockierungsmechanismus verhindert und die geführte Sinterung durch ein medio-laterales Gleiten derselben bei Belastung sichergestellt.

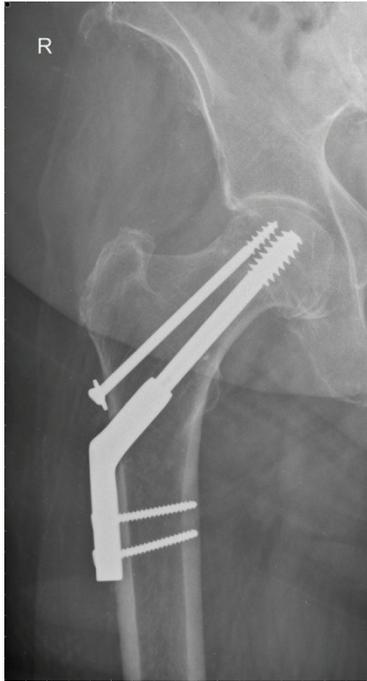


Abb. 3.9: Mittels dynamischer Hüftschraube (DHS) und Antirotationsschraube versorgte mediale Schenkelhalsfraktur rechts



Abb. 3.10: Marknagelversorgung nach A2-Fraktur (Absprengung des T. minor) des rechten Femur

Liegt eine Absprengung der Trochanteren oder anderer Knochenfragmente vor, kann bei beiden Verfahren zusätzlich eine sogenannte Cerclage durchgeführt werden [7]. Hierbei werden die Knochenfragmente über eine um den Femur angelegte Drahtschlinge an diesem befestigt, sodass eine Verknöcherung stattfinden kann.

Im Allgemeinen können die eingesetzten Implantate in situ verbleiben und müssen nicht entfernt werden [6]. Für die Empfehlungen der AWMF-Leitlinie zur Implantatentfernung liegt allerdings keine ausreichende Evidenz vor, sodass immer eine individuelle Abwägung der Vor- und Nachteile einer Materialentfernung durchgeführt werden muss [6]. Als Faustregel gilt jedoch, dass Implantate bei alten, weniger mobilen Patienten belassen und bei jungen, insbesondere bei sich noch im Wachstum befindlichen Patienten eher entfernt werden sollten [6]. Verursachen die eingesetzten Implantate hingegen Beschwerden wie Funktionseinschränkungen, Schmerzen, Fremdkörpergefühl etc. ist in der Regel nach entsprechender Gewährleistung der Frakturheilung eine Metallentfernung anzuraten [6].

Bei der Endoprothetik wird das Hüftgelenk im Gegensatz zur Osteosynthese entweder partiell (Hemiendoprothese - HEP, s. Abb. 3.11) oder komplett ersetzt (Totalendoprothese - TEP, s. Abb. 3.12). Beiden gemein ist, dass zuerst der Hüftkopf

entfernt und ein künstlicher Hüftkopf mit oder ohne Zement eingesetzt wird. Bei der TEP wird zusätzlich auch noch die Hüftpfanne durch eine Künstliche ersetzt und ggf. einzementiert. Bei der Duokopfprothese (HEP) ist dies nicht nötig, da auf dem artifiziellen Hüftkopf der Prothese bereits ein bewegliches Kopflager montiert ist. Dieses muss nicht in das Becken einzementiert werden, sondern wird frei beweglich eingesetzt. Insgesamt neigen zementierte Prothesen zu geringeren Implantat-assoziierten Komplikationen als unzementierte [176]. Es gibt jedoch auch die Ansicht, dass beide Verfahren gleichwertige funktionelle Ergebnisse hervorbringen [55].



Abb. 3.11: Zementierte Hemiendoprothese (HEP) rechts nach dislozierter Schenkelhalsfraktur



Abb. 3.12: Implantation einer Hybrid-Totalendoprothese (TEP, Pfanne zementiert, Schaft nicht-zementiert) links bei subtrochantärer Femurtrümmerfraktur

3.6. Prognose der proximalen Femurfraktur

Die Prognose der proximalen Femurfraktur ist nicht optimal [23]. So ist durch das Erleiden einer proximalen Femurfraktur das relative Risiko zu sterben um den Faktor 2.3 erhöht, verglichen mit einer vergleichbaren Population ohne diese Fraktur [51]. Die erhöhte Mortalität in der Frakturgruppe verglichen mit der Kontrollgruppe ohne Frakturen konnte dabei für mindestens 6 Jahre nach der Operation nachgewiesen werden [51]. Hinzu kommt, dass auch die postoperative Mortalität nach proximaler Femurfraktur innerhalb der letzten 20-30 Jahre nicht entscheidend verbessert werden konnte [54][131], mit Ausnahme der intertrochantären Frakturen [131]. Der Operationszeitpunkt scheint

keinen Einfluss auf die 1-Jahres-Mortalität zu haben [100][169]. Die beiden Trends, dass ein Therapiebeginn innerhalb eines 12h-Intervalls mit einem erhöhten Blutungsrisiko und einer erhöhten Anzahl von Implantatkomplikationen bzw. eine Operation mehr als 36h nach dem Unfallzeitpunkt mit einem erhöhten Thrombose- und Pneumonierisiko, sowie kardialen Komplikationen assoziiert seien, waren zwar auffällig, zeigten jedoch keine statistische Signifikanz [169]. Eine Übersichtsarbeit von 19 Studien mit insgesamt 3,044 Patienten wies jedoch einen Unterschied zwischen den Osteosyntheseverfahren und der endoprothetischen Therapie nach [139]. Dabei war insbesondere eine geringere Komplikationsrate (tiefe Wundinfektion, Blutverlust), aber auch eine höhere Reoperationsrate mit den Osteosyntheseverfahren im Vergleich zur Endoprothetik assoziiert [139].

Maßgeblich für die Prognose von Patienten mit proximaler Femurfraktur ist der ASA-Score, anhand dessen das postoperative Risiko für Komplikationen bis hin zum Tod abgeschätzt werden kann. So ist eine Zuordnung des Patienten zur ASA-Klasse 3 mit einem erhöhten Risiko, verglichen mit Patienten ohne Comorbiditäten (ASA-Klasse 1), für kardiale und pulmonale Komplikationen, sowie einer erhöhten postoperativen Mortalität assoziiert [100]. Ein weiteres Problem stellt die Schwierigkeit der optimalen und stabilen Frakturversorgung mittels Implantaten dar. Sie ist häufig durch eine geringe Knochenqualität, beim alten Patientenkollektiv meist durch Osteoporose verursacht, bedingt, aufgrund welcher die Implantate nicht immer fest im Hüftkopf verankert werden können [25]. Des Weiteren ist die operationsbedingte Hilfsbedürftigkeit der Patienten zu nennen. Denn im Vergleich mit gleichaltrigen Nicht-Erkrankten desselben Geschlechts haben Patienten mit einer proximalen Femurfraktur größere Schwierigkeiten sich im Alltag zu versorgen [84]. Allerdings erfahren die Patienten, nach Einschätzung der Autoren der *Leitlinie Peritrochantäre Oberschenkelfraktur*, durch ihre Erkrankung oft größere Zuwendung durch ihre Mitmenschen bzw. das pflegerische und medizinische Personal [7]. Dies soll wiederum insbesondere bei alleinstehenden, einsamen Patienten deren Lebensqualität verbessern [7]. Ein wichtiger, zu beachtender Faktor ist die anschließende postoperative Funktionsfähigkeit der Hüfte. Als ein Faktor, der das Wiedererlangen der Hüftbeweglichkeit und die Phase der Rehabilitation beschleunigt, konnte, zumindest bei endoprothetischer Versorgung einer unilateralen avaskulären Hüftkopfnekrose, ein großer Caput femoris ausgemacht werden [194]. Ebenfalls wichtig für die Funktionalität der Hüfte sind der CCD- und der Anteversionswinkel, die jeweils möglichst physiologisch wiederhergestellt werden sollten, damit die Interaktion zwischen Hüft- und Kniegelenk nicht negativ beeinträchtigt wird [24].

Ein weiterer, anscheinend relevanter Parameter ist das *femorale offset* (FO). Bislang liegen zum FO in Bezug auf die trochantäre Femurfraktur und deren Versorgung durch

Marknägeln jedoch nur wenige Daten vor. Als gesichert gilt jedoch, dass ein verringertes FO nach Einsetzen einer Endoprothese in das Hüftgelenk eine schlechtere Funktionalität der Hüfte nach sich zieht [31] und ein größeres FO die Beweglichkeit verbessert [123][124]. Zudem ist die Funktion des Hebelarms der Hüftabduktoren und die Stärke des M. gluteus medius bei einem kleinen FO verringert [112]. Das verringerte FO kann dabei durch eine Anteversion des proximalen Femur bedingt sein, was die Hebelarme dieser Muskeln insofern beeinflusst, als dass eine verstärkte Anteversion eine dorsale Verlagerung des T. major, über den der Hebelarm der Abduktoren verläuft, bewirkt [112]. Dies führt in der Folge sowohl zu einer Verminderung des funktionellen FO, als auch zu einer Verminderung der Stärke der Hüftabduktoren, insbesondere des M. gluteus medius [112]. Die dadurch verursachte Schwäche der Abduktoren bedingt wiederum ein gestörtes Gangbild in Form von Humpeln [10], wie beispielsweise dem Duchenne-Hinken bei positivem Trendelenburgzeichen. Letzteres wird als positiv bezeichnet, wenn das Becken im Einbeinstand aufgrund einer ipsilateralen Abduktorenschwäche (v.a. Mm. glutei medius et minimus) nach kontralateral absinkt. Als Duchenne-Hinken bezeichnet man das Phänomen, dass der betroffene Patient seinen Oberkörper in der Folge zur erkrankten Seite hin neigt. Somit kann der Körperschwerpunkt auf die Seite des Standbeines verlagert und folglich das kontralateral abgesunkene Becken wieder angehoben werden. Tritt das positive Trendelenburgzeichen hingegen beidseitig auf, kommt es durch ein bilaterales Duchenne-Hinken zum charakteristischen Watschelgang. Weiterhin kann ein großes FO durch den größeren Abstand zwischen dem Acetabulum und dem Femur und der damit verbundenen verbesserten Bewegungsfreiheit im Hüftgelenk ein femoroacetabuläres Impingementsyndrom (FAI) verhindern [123][124]. Ein FAI verursacht Schmerzen und Bewegungseinschränkungen im Hüftgelenk, die sich insbesondere bei Belastung verstärken [62]. Außerdem kommt es durch das FAI zu einer Schädigung des Gelenkknorpels und des Labrum [93][110]. Das FAI kann anhand des ursächlichen Pathomechanismus in zwei Gruppen, die Cam- und Pincer-Deformitäten, eingeteilt werden [110]. Letztere sind entweder durch einen flachen Übergang vom Schenkelhals auf den Hüftkopf (Cam-Deformität, „Nockenwelle“) [48] oder einen knöchernen Vorsprung des cranialen Pols des Acetabulum und somit eine verstärkte Überdachung des Caput femoris (Pincer-Deformität, *overheading*) definiert [108]. Diese anatomischen Veränderungen können nun bei Bewegung im Hüftgelenk das Labrum acetabuli einklemmen, was folglich zu Schmerzen und Störungen im Bewegungsablauf führt. Auch ein unrunder Hüftkopf kann Auslöser eines FAI sein und in der Folge einen Knorpelschaden verursachen [93]. Die Sphärizität des Caput femoris lässt sich am besten bei gleichzeitiger Innenrotation der Hüfte um 15° in der cross-table-Projektion oder in der Projektion nach Dunn in 45° oder 90° Flexion und gleichzeitiger Abduktion von 20°

überprüfen [127]. Ebenfalls kann eine verminderte femorale Anteversion Ursache eines FAI sein [93]. Allerdings kann ein FAI auch durch einen Labrum-Schaden bei normaler Morphologie des Femur vorliegen, weshalb immer auch die Belastung des Hüftgelenks durch körperliche Aktivität zur Abklärung der Ursache des FAI untersucht werden sollte [46]. Ebenfalls zu berücksichtigen ist der Durchmesser des Schenkelhalses (FND) und somit das Kopf-Schenkelhals-Verhältnis bzw. das *femorale head-neck offset* [93], welches nicht mit dem FO verwechselt werden darf. Die Größe des AC-Winkels hingegen hat anscheinend keinen Einfluss auf den Verschleiß des Acetabulum und des Labrum [95].

3.7. Ziel dieser Doktorarbeit

In dieser Studie wurden radiologisch messbare Parameter bei Patienten mit per-, inter- und subtrocantärer proximaler Femurfraktur, die mittels einer intramedullären Marknagelung versorgt worden waren, erhoben. Die Ergebnisse wurden anschließend mit der, bereits im Rahmen der RePrOF-Studie ermittelten [29], postoperativen Funktion des Hüftgelenks nach ebendieser Fraktur korreliert und ein möglicher Zusammenhang des *femoralen offset* (FO) und der postoperativen Hüftfunktion untersucht. Sein Einfluss auf die Hüftfunktion nach intramedullärer Versorgung proximaler Femurfrakturen mittels Marknagels wurde bislang nicht hinreichend untersucht und soll Hauptbestandteil dieser Arbeit sein, da es möglicherweise eine tragende Rolle bei der Beeinflussung der Hüftgelenksbeweglichkeit spielt, wie Arbeiten aus der Endoprothetik (HEP, TEP) bei Osteoarthrose des Hüftgelenks deklarieren (s. auch »3.6. Prognose der proximalen Femurfraktur«). So wurde bereits publiziert, dass bei Patienten, die aufgrund einer Osteoarthrose (OA) bzw. avaskulärer Femurkopfnekrose mittels Totalendoprothetik therapiert worden waren, ein kleines FO eine geringere Beweglichkeit der Hüfte zur Folge hat [31] bzw. die Stärke der Hüftabduktoren negativ beeinflusst und somit eine Ursache für postoperatives Humpeln, z.B. Duchenne-Hinken, darstellen kann [10][112]. Analog wurde eine Stärkung des Abduktoren-Hebelarms durch ein größeres FO bei diesem Patientenkontext beschrieben [102][112]. Ein großes FO kann aber möglicherweise auch eine Ursache für verstärkte Hüftschmerzen darstellen [91], wobei es auch gegensätzliche Ansichten gibt [31]. So wurden in weiteren Studien für ein kleines FO bei Totalendoprothese nach OA geringere Schmerz-Scores bzw. eine positivere Entwicklung des Schmerzes im postoperativen Verlauf im Vergleich zu normalen und größeren FO nachgewiesen [31][115]. Aber auch im Rahmen der Frakturversorgung durch eine TEP konnte ebenso wie für Patienten mit TEP bei Z.n. OA eine positive Korrelation zwischen der Länge des FO und der Hüftbeweglichkeit, insbesondere des Grades der Abduktion, gefunden werden [124]. Darüber hinaus wies eine Studie an

hüftgesunden Leichen eine verbesserte Hüftbeweglichkeit bei größerem FO nach Implantation einer TEP nach [123]. Dabei konnten insbesondere die Flexion und Innenrotation verbessert werden [123].

Des Weiteren sind auch die Scherkräfte des Hüftgelenks abhängig vom FO. So kann ein vergrößertes FO das Auftreten eines femoroacetabulären Impingementsyndroms (FAI) verzögern bzw. verhindern [123][124]. Das FAI hätte wiederum durch erhöhte Scherkräfte einen Knorpelschaden des betroffenen Gelenks zur Folge [93][110]. Demzufolge konnte auch eine Assoziation zwischen einem großen FO und vermindertem Polyethylenverschleiß bzw. verstärktem Verschleiß und kleinerem FO für Totalendoprothesen bei Patienten mit Osteoarthritis bzw. avaskulärer Hüftkopfnekrose nachgewiesen werden [10][158]. Diese Arbeiten bezogen sich jedoch alle lediglich auf die Therapie durch totalen Gelenkersatz, der sich wie bereits erwähnt nicht als Mittel der ersten Wahl zur Versorgung des hier untersuchten Patientenguts eignet [25]. Darüber hinaus stellte wie beschrieben die Osteoarthritis bzw. die avaskuläre Hüftkopfnekrose und nicht die Femurfraktur in der Mehrzahl der Studien die Indikation zur operativen Therapie dar, wodurch sich die dargelegten Ergebnisse nicht ohne weiteres eins zu eins übertragen lassen. Inwiefern anatomische Grundpfeiler für die Hüftfunktionalität nach intramedullärer Marknagelung eine Rolle spielen, ist zurzeit nicht abschließend geklärt [113][114], da in dieser Hinsicht der bisherige Fokus der Untersuchungen zugunsten der totalen Endoprothetik verschoben ist. Weil das *femorale offset* wie bereits beschrieben den Hebelarm der Hüftabduktion repräsentiert und für die Funktionalität der Hüfte nach der Implantation einer TEP eine tragende Rolle spielt, wurde das FO als Hauptparameter dieser Studie ausgewählt.

Das *femorale offset* bezeichnet den Abstand zwischen der Femurschaftachse und dem Mittelpunkt des Drehzentrums des Hüftgelenks [112], der in dieser Arbeit der Mitte des Hüftkopfes gleichgesetzt wurde (s. Abb. 3.6). Es verläuft somit im rechten Winkel zur Femurschaftachse. Das globale FO bezieht zusätzlich noch eine etwaige Medialisation bzw. Lateralisation des Hüftgelenkszentrums und somit des Rotationszentrums mit ein und entspricht folglich der Addition der Streckenlängen von tatsächlichem FO und dem Abstand zwischen dem Hüftgelenkszentrum und entweder der Köhlerschen Tränenfigur, oder wenn möglich der Medianlinie des Beckens [112]. Es determiniert somit die Funktionalität des Abduktoren-Hebelarms, wobei eine Medialisation des Drehzentrums im Hüftgelenk, zum Beispiel durch ein größeres FO, einen positiven Einfluss auf diesen ausübt, indem es ihn verlängert [112][124]. Merle et al. fanden heraus, dass das präoperative FO auf einer Becken-a.p.-Aufnahme nicht exakt genug bestimmt werden kann, da es im Durchschnitt um 13%, verglichen mit der entsprechenden CT-Aufnahme,

unterschätzt wird [126]. Für die jeweilige Hüfte-a.p.-Aufnahme sei das FO jedoch reliabel bestimmbar, zumindest bei Patienten mit endgradiger primärer Coxarthrose [126]. Da die Bestimmung des anatomischen FO auf einer Hüfte-a.p.-Ansicht dennoch durch den Anteversionswinkel, sowie eine etwaige Innen- bzw. Außenrotation der Hüfte verfälscht werden kann, wird eine standardisierte Bildgebung empfohlen [126][128]. Ein weiterer wichtiger Punkt ist, dass eine falsche präoperative Messung des FO zur Verwendung einer ungeeigneten Implantatgröße führen kann [128]. Deshalb wurden von Lechler et al. eine Formel zur Rotationskorrektur entwickelt, die eine mögliche Verfälschung des FO durch Rotation verlässlich korrigieren soll. Diese Formel fand auch in dieser Studie Verwendung:

$$FO_{RC} = FO_P * RCF * CF \text{ [114]}$$

FO_{RC} : rotationskorrigiertes und kalibriertes FO

FO_P : projiziertes FO (wie es auf der Röntgenaufnahme gemessen wird)

RCF: Rotations-Korrektur-Faktor, entspricht $\tan(\gamma_I)/\tan(\gamma_P)$ [114]

CF: Kalibrierungsfaktor, berechnet aus dem wahren und projizierten Durchmesser der Kreisreferenz des proximalen Marknagels (CRD_I/CRD_P)

Zur Berechnung des tatsächlichen, also rotationskorrigierten, FO (FO_{RC}) benötigt man demzufolge einen Rotations-Korrektur-Faktor (RCF), einen Kalibrierungsfaktor (CF) und das projizierte FO (FO_P). Bislang war die Computertomographie (CT) der a.p.-Röntgenprojektion bezüglich der exakten Bestimmung des FO überlegen [161]. Es sprechen aber einige Gründe dagegen die CT als Standardinstrument zur Beurteilung des FO einzusetzen. Einer der wichtigsten Gründe ist sicherlich die Strahlenbelastung für den Patienten. Diese ist bei einer CT deutlich erhöht gegenüber einer reinen Becken-a.p.- bzw. Hüfte-a.p.-Röntgenaufnahme und sollte deshalb unter dem Aspekt des Strahlenschutzes nach der Strahlenschutzverordnung nicht standardmäßig bei jedem Patienten mit proximaler Femurfraktur eingesetzt werden [21]. Durch bereits implantierte Prothesen würde diese von vornherein erhöhte Strahlenbelastung für den Patienten durch Streustrahlung, die durch Strahlenreflektionen am Implantat verursacht werden, noch verstärkt werden. Außerdem sind die CT-Bilder durch Metallartefakte in diesen Fällen nur noch begrenzt auswertbar, was im Vergleich zum Nativröntgenbild einen relevanten Nachteil darstellt [27]. Auch aus ökonomischer Sicht ist eine Röntgenaufnahme der CT vorzuziehen, da diese erheblich weniger kostenintensiv und weiterhin leichter verfügbar ist [111]. Somit bietet die Röntgenaufnahme gegenüber einer CT entscheidende Vorteile, weshalb diese weiterhin das Standarddiagnostikum in der Frakturdiagnostik darstellt, wohingegen die CT komplexeren Fragestellungen vorbehalten bleibt. Mithilfe der mathematischen Formel von Lechler et al. kann eine etwaige Verfälschung des FO durch

Anteversion bzw. Hüftrotation ausgeglichen und dieser Parameter präzise bestimmt werden [114]. Anschließend wurde ein möglicherweise bestehender Zusammenhang zwischen dieser radiologischen Größe und der postoperativen Hüftfunktion analysiert.

In Zukunft könnte die exakte Bestimmung des FO einen entscheidenden Einfluss auf die präoperative Planung und deshalb auch auf das Operationsergebnis und dessen Qualität haben. Deshalb wurde zusätzlich ein relatives FO (FO_{RL}) ermittelt, das mit einer anatomisch individuell verschiedenen Größe, hier dem Durchmesser des Caput femoris (HD), korreliert wurde. Somit sollte eine möglicherweise präzisere Aussagekraft eines individuelleren FO untersucht werden.

4. Material und Methoden

4.1. Allgemeines

Für diese Doktorarbeit wurden Röntgenbilder von 188 Patienten, deren trochantäre Femurfraktur mit einem Marknagel versorgt wurde, untersucht. Die Einschlusskriterien entsprachen denen der RePROF-Studie von Bücking et al., da das hier untersuchte Patientenkollektiv aus jener Studie rekrutiert wurde [29]. Dabei wurden jedoch lediglich Patienten, deren Fraktur durch eine intramedulläre Marknagelung versorgt worden waren, für diese Doktorarbeit berücksichtigt. Aus diesem Patientenkollektiv wurden alle Patienten übernommen deren Schenkelhalsschraube in der axialen Ansicht (2. Ebene, Lauenstein-Aufnahme) zentriert in der Schenkelhalsachse verlief. Von diesen Patienten wurden nun die vorhandenen Röntgenbilder ausgewertet. Da die Patienten bereits im Rahmen der vorherigen Studie postoperativ klinisch nachuntersucht worden waren, entfiel eine erneute klinische Untersuchung und die entsprechenden Ergebnisse wurden aus der bereits erwähnten RePROF-Studie übernommen [29][113]. Es handelte sich somit um ein Kollektiv von 130 Frauen (69.1%) und 58 Männern (30.9%). Das mittlere Alter dieser Patientengruppe lag bei 82 Jahren mit einer Standardabweichung von 8 und Minimal- bzw. Maximalwerten von 60 bzw. 99 Lebensjahren. Der Median des untersuchten Kollektivs betrug 83 Lebensjahre [113].

Die Art der untersuchten trochantären Femurfrakturen wurde in 2 Untergruppen klassifiziert, nämlich in subtrochantäre und pertrochantäre Oberschenkelfrakturen. Anhand der AO-Klassifikation wurden die pertrochantären Frakturen weiter in die Subgruppen A1-A3 eingeteilt (s. Abb. 3.8) [4]. Dabei waren die pertrochantären Femurfrakturen mit 175 Fällen (92.6%) deutlich stärker vertreten als die subtrochantären mit 14 Fällen (7.4%). Nach der AO-Klassifikation teilten sich die 175 pertrochantären Frakturen in 66 A1- (37.7%), 91 A2- (52%) und 13 A3-Frakturen (7.4%) auf. 5 Frakturen (2.9%) konnten nicht sicher klassifiziert werden, da im Archiv keine präoperativen Röntgenbilder hinterlegt waren. Die Zuordnung zu den pertrochantären Frakturen wurde in diesen Fällen anhand der vorhandenen schriftlichen Dokumentation vorgenommen. Deutlich seltener waren die subtrochantären Frakturen mit 14 Fällen. Auch hier musste die Zuordnung zum subtrochantären Typ bei 1 der 14 Aufnahmen anhand der Dokumentation erfolgen, weil bei einem Patienten keine präoperative Aufnahme im System gespeichert war. Somit wurden insgesamt 189 Frakturen ermittelt und untersucht. Die Diskrepanz zwischen Anzahl der Frakturen und Patientenzahl ist dadurch zu erklären, dass ein Patient auf beiden Seiten jeweils eine trochantäre Femurfraktur erlitten hatte.

Zur Untersuchung der radiologischen Bilder wurde das Programm IMPAX FX (Version 3.16 DE für Windows XP, Build FX 316 Patch HF1) der Firma AGFA HealthCare, Bonn, Deutschland verwendet. Die prä- und postoperativen Röntgenbilder wurden in Rückenlage des Patienten mit einem Abstand der Röntgensonde zum Aufnahmefilm von 1,150mm aufgenommen [113]. Intraoperative Aufnahmen wurden mit dem Siemens Siremobil compact GE OEC 9900 C-arm (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland) und einem Abstand von 1,000mm aufgezeichnet [113]. Als Implantate wurden bei 154 Patienten (81.5%) Marknägel mit einem CCD-Winkel von 130° (Zimmer Natural Nail System, Cephalo-medullary Nail, Zimmer, Inc., Warsaw, USA [113]) und bei den verbleibenden 35 Patienten (18.5%) Marknägel mit einem CCD-Winkel von 125° (Trochanteric Gamma3™ Locking Nail, Stryker Corporate, Michigan, USA [113]) verwendet. Die dazugehörigen Arztbriefe wurden der elektronischen Patientenakte der Kliniksoftware ORBIS (Orbis 21 KH[08.04.23.10]) der AGFA HealthCare GmbH entnommen.

Mithilfe der medizinischen Dokumentation wurden die folgenden Daten erhoben: Der Frakturtyp, wobei dieser, soweit möglich, auch durch die entsprechenden Röntgenbilder kontrolliert wurde. Außerdem wurden die intra- und postoperativen Verläufe mit der Schwerpunktsetzung auf Komplikationen wie Infektionen, Hämatome, Reizung des Tractus iliotibialis, Peri-Implantat-Frakturen und Durchschneiden der eingesetzten Schenkelhalschraube durch die Corticalis des Caput femoris aufgezeichnet.

Die Patientenalter, die zum Zeitpunkt der klinischen Nachuntersuchungen erhoben worden waren, wurden den Studienunterlagen der RePrOF-Studie entnommen [29][113].

4.2. Röntgenologische Parameter

Es wurden nur Röntgenbilder des Beckens und der Hüfte im anterior-posterioren Strahlengang (Becken-a.p.- und Hüfte-a.p.-Projektionen), sowie die intraoperativen Bilder des C-Bogens verwendet. Zur Kontrolle des Verlaufes der Schenkelhalschraube in der Schenkelhalsachse wurden darüber hinaus postoperative axiale Hüftaufnahmen benutzt.

4.2.1. Becken-a.p.-Aufnahme

Anhand der präoperativen Becken-a.p.-Aufnahme wurden die Frakturen entsprechend der AO-Klassifikation für proximale Femurfrakturen (s. Abb. 3.8) klassifiziert und eine etwaige Dislokation eines oder beider Trochanteren dokumentiert. Lag eine präoperative Becken-a.p.-Aufnahme nicht vor, wurde die Klassifikation entsprechend der vorliegenden medizinischen Dokumentation und der postoperativen Röntgenbilder vorgenommen.

Mittels Linienwerkzeuge wurden in derselben Röntgenaufnahme des Weiteren der Pfannendurchmesser (PD) und die dazu orthogonal verlaufende Pfannentiefe (PT) gemessen. Für die Ermittlung des PD wurden der craniale und caudale Pfannenpol (siehe unten und Abb. 4.1) miteinander verbunden. Um die PT zu messen, wurde zuerst mittels Winkelwerkzeugs eine zum Pfannendurchmesser rechtwinklig verlaufende Linie erzeugt. Parallel zu dieser Orthogonalen wurde nun die Pfannentiefe, ausgehend von der Durchmesser-Linie bis zum tiefsten Punkt der Fossa acetabuli, gemessen (s. Abb. 4.1).

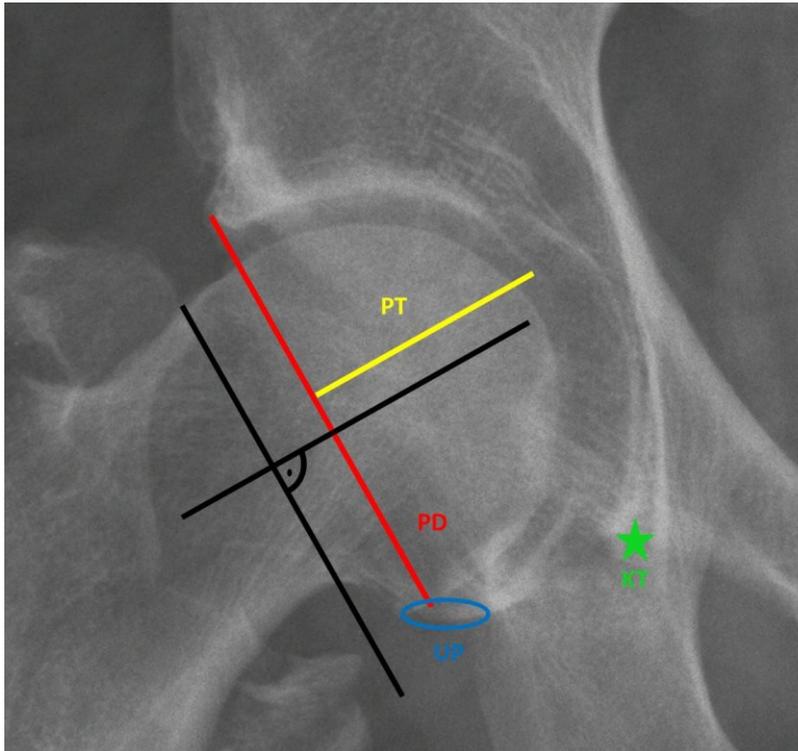


Abb. 4.1: Ermittlung von Pfannendurchmesser (PD, rot eingezeichnet), Pfannentiefe (PT, gelb eingezeichnet) mittels Winkelwerkzeugs; sowie Köhler'sche Tränenfigur (KT, grüner Stern) und unterer Pfannenpol (UP, blaue Ellipse)

Weitere gemessene Größen in der Becken-a.p.-Aufnahme waren die Pfanneninklination (PI) und der Centrum-Ecken-Winkel (CE-Winkel). Hierfür wurden zunächst mittels Winkelwerkzeugs die beiden Sitzbeinhöcker als horizontale Nulllinie verbunden und dazu eine rechtwinklig ausgerichtete Gerade, die vertikale Nulllinie, erzeugt. Um die Pfanneninklination zu erhalten, wurde erneut mithilfe des Winkelwerkzeugs eine Parallele zur horizontalen Nulllinie ermittelt. Die zweite Winkelgerade wurde als Gerade, die den cranialen und caudalen Pfannenpol miteinander verbindet, gebildet. Der entstandene Schnittwinkel dieser beiden Geraden bildet nun die Pfanneninklination ab. Zu beachten ist, dass in dieser Arbeit eine modifizierte PI gemessen wurde, da sich zur Beurteilung der Neigung des Acetabulum nicht an der Köhler'schen Tränenfigur

orientiert wurde. Stattdessen wurde der caudalste Punkt der unteren Pfannenbegrenzung als caudaler Pfannenpol definiert (s. auch Abb. 4.1). Für die Messung des CE-Winkels wurde ebenfalls mittels Winkelwerkzeugs eine Parallele erzeugt, dieses Mal jedoch zur vertikalen Nulllinie. Die zweite Winkelgerade zur Ermittlung des CE-Winkels verband den cranialen Pfannenpol mit dem Mittelpunkt des Hüftkopfes. Letztgenannter wurde mittels Kreiswerkzeugs über dem Caput femoris ermittelt. Somit konnte gleichzeitig der Hüftkopfumfang (HG) gemessen werden, aus dem später mittels Kreisformel der Hüftkopfdurchmesser berechnet wurde (s. Abb. 4.2).

Kreisformel: $u = \pi * d$ bzw. $d = u / \pi$ [103]

u: Umfang des Kreises (HG)

π : Kreiszahl (≈ 3.14)

d: Durchmesser des Kreises

Anmerkung: Aus Übersichtsgründen wurden Pfanneninklination und CE-Winkel in der Abbildung auf unterschiedlichen Seiten eingezeichnet. Bei der tatsächlichen Messung beziehen sich die erhobenen Werte selbstverständlich auf ein und denselben, nämlich den frakturierten, Femur.

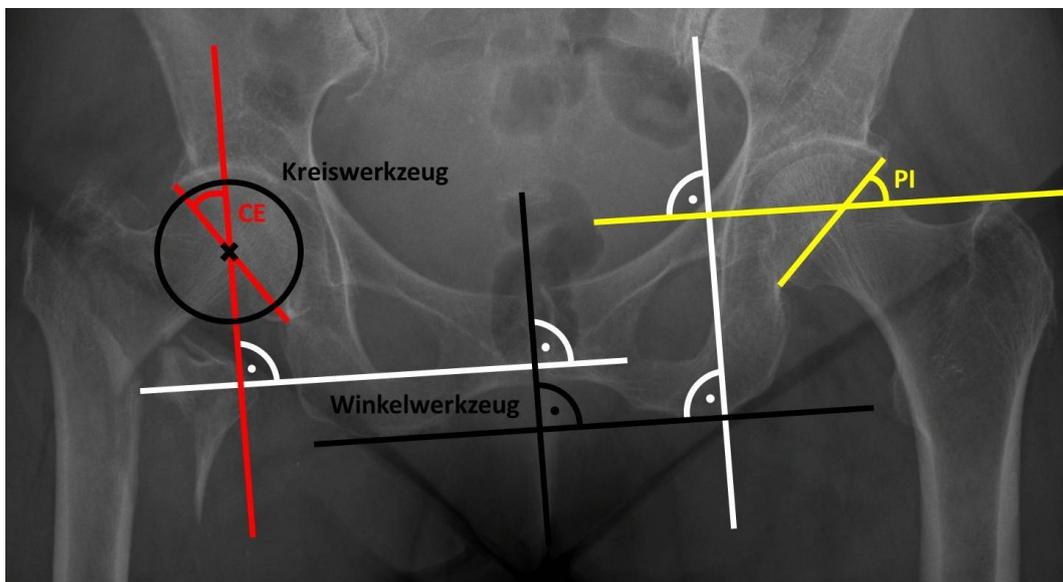


Abb. 4.2: Ermittlung von Pfanneninklination (PI, gelb eingezeichnet) und CE-Winkel (CE, rot eingezeichnet) mittels Winkelwerkzeugs und Kreiswerkzeugs (jeweils schwarz eingezeichnet); Anmerkung: Die weißen Linien stellen Hilfslinien dar, die die Winkelbeziehungen der Geraden zur vertikalen bzw. horizontalen Nulllinie verdeutlichen sollen.

4.2.2. Hüfte-a.p.-Aufnahme und intraoperativer C-Bogen

Die radiologischen Messgrößen für die Hüfte-a.p.-Aufnahmen, sowie für die intraoperativen Aufnahmen mittels C-Bogens waren identisch. Bei diesen Größen handelte es sich um den Umfang des Hüftkopfes (HG), der analog zur Becken-a.p.-Aufnahme mithilfe des Kreiswerkzeugs gemessen wurde. Außerdem wurde das *femorale offset* (FO) ermittelt. Hierfür wurde zunächst die Femurschaftachse bestimmt. Aus technischen Gründen wurde diese der Achse des proximalen Kopfstückes des Marknagels gleichgesetzt (zur genaueren Definition des proximalen Kopfteils des Marknagels s. Abb. 4.3). Mittels Winkelwerkzeugs wurde eine Parallele zum proximalen Kopfstück des Marknagels gezogen. Diese erste Winkelgerade orientierte sich dabei stets an der medialen Seite des Kopfstückes. Die zweite Winkelgerade wurde nun mithilfe des Winkelwerkzeugs orthogonal zur ersten Winkelgeraden angelegt. Danach wurde die Mitte des proximalen Kopfstückes bestimmt. Dies geschah auf zwei unterschiedliche Weisen. Einerseits wurde mittels Kreiswerkzeugs ein Kreis, der die mediale und laterale Begrenzung des Kopfstückes jeweils tangiert, in das Kopfstück gelegt (im Folgenden als Kreisreferenz bezeichnet). Außerdem wurde mithilfe des bereits angelegten Winkelwerkzeugs eine Orthogonale zur medialen Kopfstückbegrenzung gezogen. Diese Strecke verlief dabei genau von der lateralen bis zur medialen Begrenzung des Kopfstückes (im Folgenden als Referenzstrecke bezeichnet). Diese beiden gemessenen Durchmesser des proximalen Kopfstückes (s. Abb. 4.4) wurden als Referenzen bezeichnet, da anhand dieser im Folgenden ein Maßstab der Röntgenbilder berechnet werden sollte. Dies war deshalb möglich, da der tatsächliche Durchmesser des zylinderförmigen Kopfstückes mit 15.5mm bekannt ist. Somit ist zwar die exakte Bestimmung des FO durch eine etwaige Anteversion bzw. Rotation der Hüfte verfälscht, der Maßstab aber anhand eines solchen Implantats reliabel bestimmbar [114]. Nun wurden zur eigentlichen Messung des FO die bereits beschriebenen zueinander orthogonalen Winkelgeraden (das Winkelwerkzeug) so verschoben, dass die erste Winkelgerade durch den Mittelpunkt beider Referenzen verlief und somit die Femurschaftachse abbildete. Die im rechten Winkel dazu verlaufende zweite Winkelgerade lief hierbei durch den Mittelpunkt des vorher ermittelten Kreiswerkzeugs des HG. Die Strecke zwischen der Femurschaftachse und dem Mittelpunkt des HG, die im rechten Winkel zur ersten Winkelgeraden (mediale Begrenzung des proximalen Marknagel-Kopfstückes) verläuft, wurde als FO definiert (s. Abb. 4.4). Dabei ist allerdings zu beachten, dass das FO messmethodenbedingt vergrößert wird, wenn die Femurschaftachse durch den proximalen Kopfteil des Marknagels ersetzt wird [114]. Des Weiteren wurde der CCD-Winkel bestimmt. Dies ist der Winkel zwischen Schenkelhalsachse und Femurschaftachse und wurde aus messtechnischen Gründen als

der Winkel zwischen der Schenkelhalsschraube (SHS, *lag screw*) und dem proximalen Kopfstück des Marknagels definiert. Zur Messung wurde das Winkelwerkzeug stets an der cranialen Kante der Schenkelhalsschraube und an der medialen Begrenzung des Kopfstückes ausgerichtet (s. Abb. 4.4). In diesem Zusammenhang wurde auf eine ordnungsgemäße Lagerung des Patienten bei der Durchführung der Aufnahme geachtet. Dabei ist eine Außenrotation der Hüfte stets zu vermeiden; vielmehr sollte eine leichte Innenrotation im Hüftgelenk angestrebt werden, da so die Bestimmung des CCD-Winkels mit einer Messgenauigkeit unter 10° zu erreichen ist [99].



Abb. 4.3: Modell eines proximalen Femurnagels; gelbe Markierung des proximalen Kopfstücks (wurde in dieser Arbeit der Femurschaftachse gleichgesetzt)

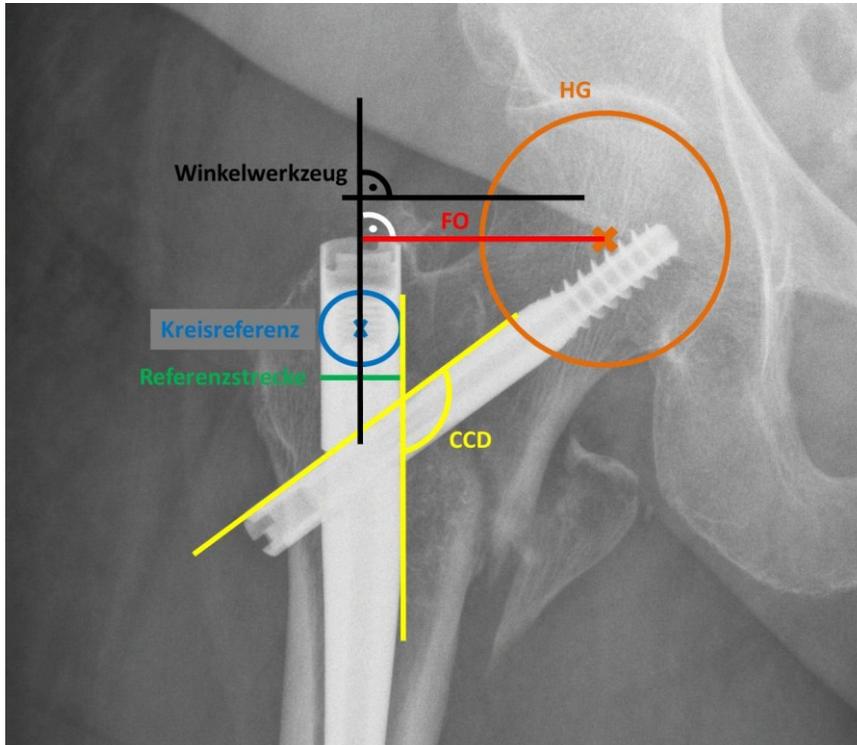


Abb. 4.4: Ermittlung des Hüftkopfumfangs (HG, orange eingezeichnet), *femorale* *offset* (FO, rot eingezeichnet), CCD-Winkels (gelb eingezeichnet), der Referenzstrecke (grün eingezeichnet) und der Kreisreferenz (blau eingezeichnet) mithilfe des Winkelwerkzeugs (schwarz eingezeichnet)

Darüber hinaus wurde der Durchmesser des Schenkelhalses (FND) ermittelt. Dafür wurde erneut ein Kreiswerkzeug benutzt, das so in den Schenkelhals eingelegt wurde, dass es die craniale und caudale Begrenzung des Schenkelhalses tangierte. Es wurde der kleinstmögliche Kreis gewählt. Anhand dieses Kreises konnte mithilfe der Kreisformel im Anschluss daran der Durchmesser dieses Kreises und somit der FND berechnet werden. Zur Bestimmung der Schenkelhalsachse wurde nun eine Gerade, ausgehend vom Mittelpunkt des HG, durch den Mittelpunkt dieses FND-Kreiswerkzeuges gezogen. Die Länge dieser Geraden, vom Mittelpunkt des Femurkopfes bis zum Mittelpunkt der Kreisreferenz im Kopfteil des Marknagels, und somit der Femurschaftachse, die durch den Mittelpunkt des FND verläuft, entspricht nun der Schenkelhalslänge in der Schenkelhalsachse (s. Abb. 4.5).

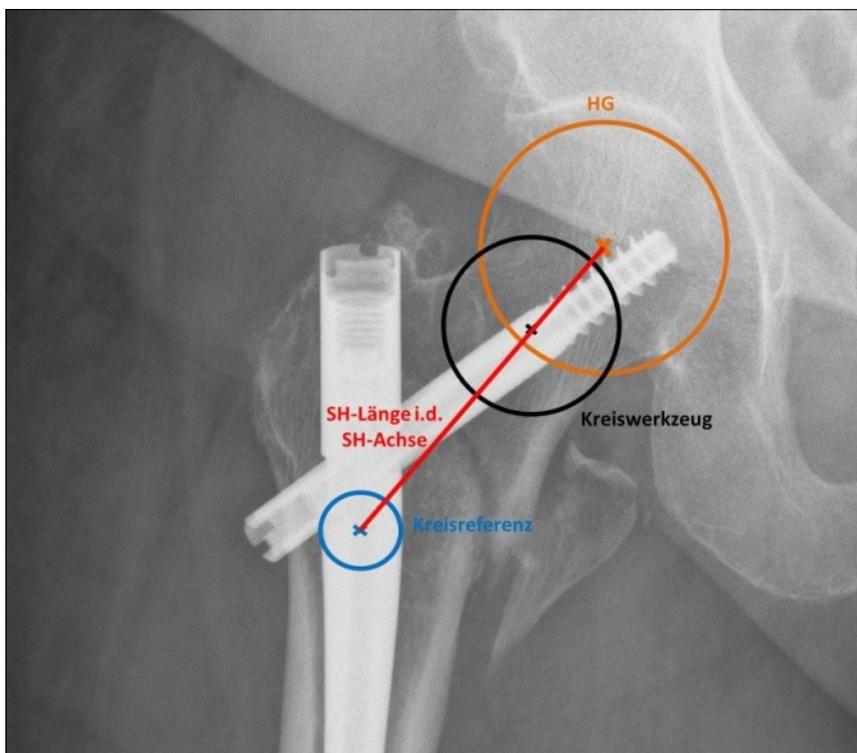


Abb. 4.5: Ermittlung von Hüftkopfumfang (HG, orange eingezeichnet), Schenkelhalslänge in der Schenkelhalsachse (SH-Länge i.d. SH-Achse, rot eingezeichnet) und Kreisreferenz (blau eingezeichnet) mittels Kreiswerkzeugs (schwarz eingezeichnet)

Analog dazu wurde die Schenkelhalslänge in der Achse der SHS ermittelt. Hierfür wurde zuerst die Schraubenachse eruiert, indem eine Gerade an die craniale Begrenzung der SHS angelegt wurde. Diese wurde nun so parallelverschoben, dass sie durch den Mittelpunkt des HG und der Kreisreferenz verlief (s. Abb. 4.6). Die letzte erhobene Messgröße war die Länge der SHS. Auch hier wurde stets darauf geachtet, dass die gemessene Strecke parallel zur cranialen Kante der SHS verlief (s. Abb. 4.7).

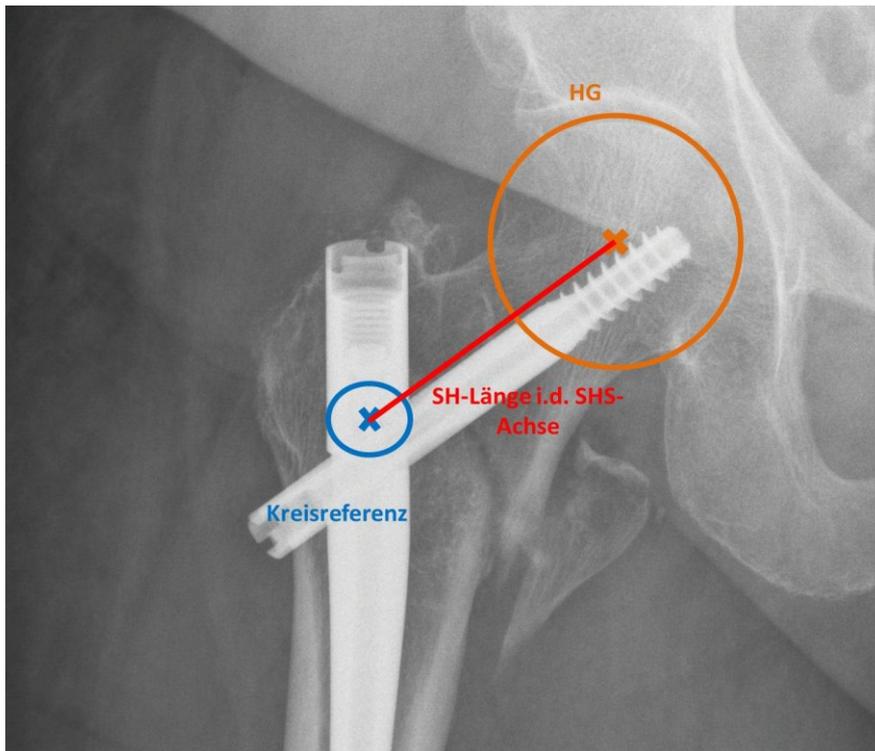


Abb. 4.6: Ermittlung von Schenkelhalslänge in der Schraubenachse (SH-Länge i.d. SHS-Achse, rot eingezeichnet), Kreisreferenz (blau eingezeichnet) und Hüftkopfumfang (HG, orange eingezeichnet)



Abb. 4.7: Ermittlung der Länge der Schenkelhalsschraube (SHS-Länge, rot eingezeichnet) mithilfe der Schenkelhalsschrauben-Achse (SHS-Achse, schwarz eingezeichnet)

4.3. Mathematische Methodik

Um die Genauigkeit der Messmethode der Referenzen zu bestimmen, wurde zunächst die Differenz aus der projizierten Kreisreferenz und der projizierten Referenzstrecke gebildet:

$$| \text{Differenz} | = | \text{Kreisreferenz}_{\text{projiziert}} - \text{Referenzstrecke}_{\text{projiziert}} |$$

Die Kreisreferenz wurde anschließend dafür benutzt einen Kalibrierungsfaktor (CF) zu berechnen um die tatsächlichen Messwerte zu ermitteln. Die Kreisreferenz wurde der Referenzstrecke deshalb vorgezogen, weil das Einlegen eines Kreises in das Röntgenbild deutlich schneller, praktischer und auch weniger störanfällig war als das Einlegen der Referenzstrecke, für die man wie beschrieben das Winkelwerkzeug als unumgänglichen Zwischenschritt benötigt. Mittels der Kreisformel (s. auch »4.2.1. Becken-a.p.-Aufnahme«) wurde aus dem gemessenen Umfang der Kreisreferenz der Kreisdurchmesser berechnet. Die Wahl für die Errechnung des Maßstabes fiel deshalb auf die Kreisreferenz, da der proximale Kopfteil des Marknagels die einzige Größe war, deren reale Größe mit 15.5mm bekannt und für alle Patienten gleich war. Somit stellt der proximale Kopfteil des Marknagels ein intracorporales Instrument zur Kalibrierung dar, wohingegen eine extracorporal positionierte Struktur definierter Größe den klinischen Standard darstellt [114], da letzteres Verfahren durch eine einfachere und ubiquitäre Durchführbarkeit gekennzeichnet ist. Eine intracorporale Methode wurde allerdings schon in weiteren Studien verwendet, wie 2012 von Paul et al. [145], und bietet einige Vorteile. So befindet sich die Kalibrierungsgröße immer exakt in der sogenannten *region of interest* sowie der korrekten vertikalen Ebene und kann somit präzise abgebildet werden [114]. Außerdem besteht der proximale Teil des Marknagels aus einem runden Zylinder, sodass dessen Durchmesser, unabhängig von einer etwaigen Anteversion oder sonstigen Ursachen einer Rotation des Femur, innerhalb bestimmter Grenzen sehr zuverlässig messbar ist [114]. Zur Berechnung des Kalibrierungsfaktors (CF) wurde nun der Dreisatz bemüht:

$$\text{CF} = \text{CRD}_I / \text{CRD}_P \text{ [114]}$$

CF: Kalibrierungsfaktor

CRD_I: tatsächlicher Durchmesser der Kreisreferenz des Implantats (hier: 15.5mm)

CRD_P: projizierter Durchmesser der Kreisreferenz in [mm]

Mithilfe des so berechneten Kalibrierungsfaktors wurden anschließend alle Werte kalibriert:

$$X_{\text{wahr}} = X_p * CF$$

X_{wahr} : tatsächlicher Wert der Messgröße X

X_p : projizierter Wert der Messgröße X (wie er auf der Röntgenaufnahme gemessen wird)

CF: Kalibrierungsfaktor

Zudem mussten die FO aller Bilder rotationskorrigiert werden, da eine Ante- bzw. Retroversion des Schenkelhalses, sowie eine Hüftrotation das gemessene FO, wie bereits unter »3.7. Ziel dieser Doktorarbeit« beschrieben, beeinflussen können. Zur Rotationskorrektur wurden der CCD-Winkel, das kalibrierte FO und die von Lechler et al. entwickelte Formel zur Rotationskorrektur der Hüfte verwendet [114]:

$$FO_{RC} = FO_p * RCF * CF \quad [114]$$

Wie anfangs bereits erwähnt, setzt sich der RCF aus dem Tangens des Gammawinkels des Implantats (γ_I) und dem Tangens des projizierten Gammawinkels (γ_P) folgendermaßen zusammen: $RCF = \tan(\gamma_I)/\tan(\gamma_P)$ [114]. Der Gammawinkel des Implantats ist hierbei bekannt, da er durch das verwendete Implantat, bzw. dessen CCD-Winkel (CCD_I), definiert wird. Es gilt: $\gamma_I = 180^\circ - CCD_I$ bzw. $\gamma_P = 180^\circ - CCD_P$ [114]. Durch Innen- bzw. Außenrotation im Hüftgelenk wird dieser Gammawinkel kleiner, der CCD-Winkel jedoch größer [114]. Bei einer Rotation der Hüfte um 0° , also einer Röntgenaufnahme absolut orthogonal zum FO, gilt folglich $\gamma_I = \gamma_P$ [114]. Das FO ist bei dieser Bestimmung mithilfe der Tangens-Funktion nur abhängig von der Hüftrotation und unabhängig von der Größe des Gammawinkels, wohingegen die von Paul et al. verwendete Bestimmung des FO mittels des Verhältnisses von wahrer und projizierter Größe der Schenkelhalschraube ($RCF = LS_I/LS_P$) [145], dessen Berechnung auf der Cosinus-Funktion beruht, eine Abhängigkeit vom jeweiligen Gammawinkel zugrunde liegt [114]. Die Unabhängigkeit bzw. Abhängigkeit vom Gammawinkel soll kurz anschaulich erläutert werden:

FO, SHS und die Femurschaftachse bilden ein rechtwinkliges Dreieck (s. Abb. 4.8). Auf der Abbildung ist dabei ein und dasselbe Implantat bei verschiedenen Hüftrotationen zu sehen. LS ist dabei die tatsächliche Länge der SHS des Implantats, also LS_I . FO ist das wahre und somit rotationskorrigierte FO, also FO_{RC} . Der tatsächliche Gammawinkel des Implantats ist γ , also γ_I . Nun wird die Veränderung dieser Parameter nach der Hüftrotation HR_1 dargestellt. Es ergeben sich die projizierten Größen FO_{P1} , LS_{P1} und γ_{P1} . Nach einer zweiten Rotation im Hüftgelenk HR_2 ergeben sich folglich FO_{P2} , LS_{P2} und γ_{P2} . Dabei gilt $HR_2 > HR_1$, was zur Folge hat, dass die Größe der zuvor genannten projizierten Parameter immer weiter abnimmt, wohingegen der CCD-Winkel immer größer wird. Demzufolge sind alle hier genannten Parameter abhängig von einer etwaigen Rotation der

Hüfte. Auf der anderen Seite ist es völlig egal welchen Gammawinkel man wählt, denn das FO bleibt gleich (s. Abb. 4.9). Der Gammawinkel wird in der Formel nach Lechler et al. lediglich zur Berechnung der Rotation benötigt [114]. Die Cosinus-Funktion wurde von Paul et al. verwendet unter der Annahme, dass sich anhand des Verhältnisses von tatsächlicher und projizierter SHS ein RCF berechnen ließe, anhand dessen man auch auf das FO_{RC} rückschließen könne [114][145]. Da sich diese Cosinus-Funktion jedoch auf die Hypotenuse unseres rechtwinkligen Dreiecks, die der SHS entspricht, und nicht auf das FO bezieht, ist jene Funktion sowohl abhängig vom Gammawinkel als auch vom Ausmaß der Hüftrotation [47][114]. Denn mit sich änderndem Gammawinkel verändert sich auch die Länge der Hypotenuse, bei gleichbleibendem FO (s. Abb. 4.9).

Folglich ist das FO, wenn es mittels Tangens-Funktion bestimmt wurde, ausschließlich abhängig von der Hüftrotation und unabhängig vom Gammawinkel [114].

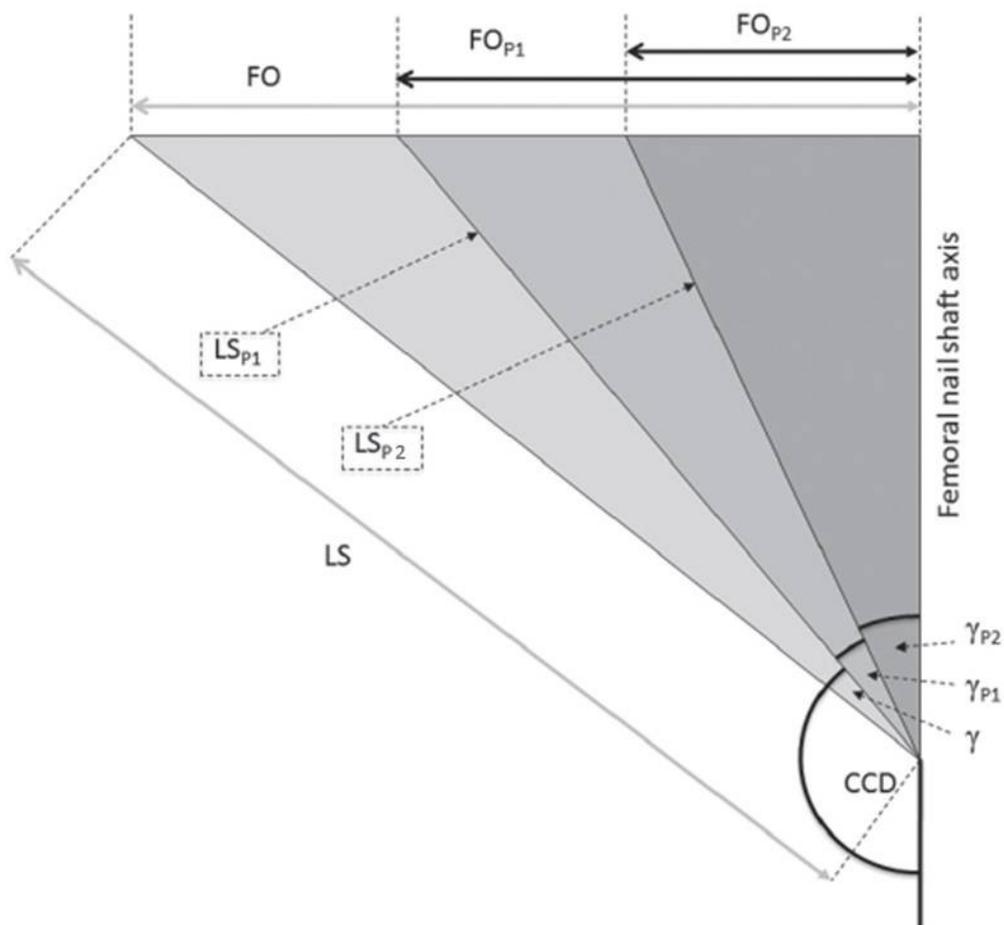


Abb. 4.8: Dreieck aus wahrem (FO) bzw. projiziertem *femoralem offset* ($FO_{P1/2}$), wahrer (LS) bzw. projizierter *lag screw* ($LS_{P1/2}$) und der Femurschaftachse (*femoral nail shaft axis*) bei variierender Hüftrotation; wahrer (γ) bzw. projizierter Gammawinkel (γ_P), CCD-Winkel (CCD)

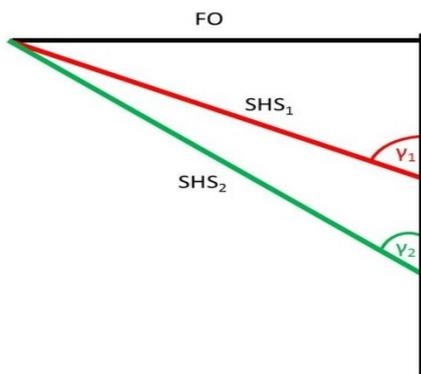


Abb. 4.9: Die Längen der Hypothenusen (*lag screw*) SHS₁ und SHS₂ sind abhängig vom Gammawinkel.

Zusätzlich zum kalibrierten und rotationskorrigierten FO wurde auch ein relatives FO (FO_{RL}), als Quotient aus kalibriertem-rotationskorrigiertem FO und kalibriertem Femurkopfdurchmesser (HD), errechnet. Dieses relative FO ist somit deutlich individueller und gibt gegebenenfalls mehr Aufschluss über den Einfluss des FO auf die Funktionalität des Hüftgelenks als das absolute FO:

$$FO_{RL} = FO_{RC}/HD_{\text{kalibriert}}$$

4.4. Messung des posttraumatischen funktionellen Ergebnisses

Traditionelle Parameter zur Beurteilung des Operationsergebnisses nach Femurfraktur sind die Mortalität und die radiologisch beurteilte korrekte Einsetzung des Implantats [88]. Im Wandel der Zeit spielt sich allerdings die postoperative Funktionalität des operierten Areals, in diesem Fall des Hüftgelenkes und des Femur, immer weiter in den Mittelpunkt, sodass heutzutage vermehrt das sogenannte klinische Ergebnis gemessen werden sollte. Dies bringt jedoch einige Schwierigkeiten mit sich. Hutchings et al. formulierten 5 Hauptkategorien zur Messung dieses klinischen Ergebnisses [88]. Diese sind Skalen zu: Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL), allgemeiner Lebensqualität (QoL), Mobilität und physischen Fähigkeiten, sowie krankheits- und hüftspezifische Scores. Im klinischen Alltag werden von diesen aufgeführten Kriterien insbesondere die ADL, aber auch die QoL bevorzugt getestet [88]. Insgesamt ist jedoch eine Vielzahl klinischer Tests im täglichen Gebrauch. Gemein ist all diesen Tests folgendes Problem: sie sind alle nicht validiert für Patienten mit proximaler Femurfraktur [88]. Der Vorteil der ADL und QoL gegenüber der übrigen Scores ist, dass für diese Parameter immerhin eine Validität für ältere Personen, die den Großteil der Patienten mit trochantären Femurfrakturen ausmachen, durch Studien beschrieben ist [88]. Aufgrund der großen Anzahl verschiedener Tests variiert auch deren Einsatzgebiet und Auswertung bzw. Interpretation innerhalb der zu diesem Thema durchgeführten Studien zum Teil erheblich [88]. Festzuhalten ist also, dass es für das in unserer Studie untersuchte Patientenkollektiv bisher keinen klinischen Standard zur Beurteilung des klinischen Ergebnisses gibt, sodass

die Standardisierung und Beurteilung der Validitäten der jeweiligen Tests weiterhin Aufgabe zukünftiger Studien sein muss [88].

Die Ergebnisse der postoperativen Funktionalität der Hüftgelenke und die daraus folgende Lebensqualität wurden in Zusammenarbeit mit Priv.-Doz. Dr. Bücking anhand der Studie „*Rehabilitation nach proximaler Oberschenkelfraktur (RePrOF). Der Einfluss des physischen und kognitiven Eintrittsstatus geriatrischer Patienten auf die Weiterbehandlung nach proximalen Femurfrakturen*“ erhoben und übernommen [29]. Im Rahmen der bereits beschriebenen hohen Bandbreite an klinischen Tests zur Evaluierung des klinischen Ergebnisses wurde sich im Rahmen der RePrOF-Studie für die im Folgenden aufgeführten Methoden entschieden. Die erhobenen Parameter waren der präoperativ bestimmte ASA-Score, der Mini-Mental-Status-Test (MMST) zum Zeitpunkt der Aufnahme ins Krankenhaus sowie der Barthel-Index (BI) des Patienten vor dem Frakturereignis, sowie 6 und 12 Monate postoperativ [29][113]. Darüber hinaus wurde ebenfalls 6 und 12 Monate nach der operativen Frakturversorgung der Harris Hip Score (HHS) erhoben [29][113].

Zur primären Überprüfung der Funktionalität der Hüfte wurde der Harris Hip Score (HHS) verwendet. Dieses Messinstrument wurde 1969 von Harris entwickelt, ursprünglich zur Beurteilung der Hüften junger Männer mit langwieriger sekundärer Coxarthrose nach Acetabulum-Fraktur, nachdem diese mit einem Implantat aus Vitallium nach Smith-Petersen versorgt worden waren [79][186]. Der HHS beinhaltet die 5 Dimensionen Schmerz, Beweglichkeit, Deformität, Aktivität (ADL) und Gehfähigkeit, für deren Bewertung jeweils eine Punktzahl vergeben wird [79][136][186]. Maximal können 100 Punkte erreicht werden. Die Bewertung erfolgt folgendermaßen [97]:

< 70 Punkte: schlechter Funktionsstatus

70-79 Punkte: ausreichender Funktionsstatus

80-100 Punkte: guter bis ausgezeichneter Funktionsstatus

Alternativ gilt die Kombination aus Verbesserung des HHS um mindestens 20 Punkte im postoperativen Verlauf, einem radiologisch stabil erscheinenden Implantat, sowie keiner Notwendigkeit einer zusätzlichen femoralen Rekonstruktion als erfolgreiches Ergebnis [136]. Zu beachten ist, dass dieses Messinstrument heutzutage sehr weit verbreitet ist. So wird er derzeit in vielen Bereichen, für die er eigentlich gar nicht entwickelt wurde, wie v.a. bei der Verlaufskontrolle nach Hüft-TEP, eingesetzt [186]. Dies kann wiederum einige Probleme mit sich bringen. Um die Eignung eines klinischen Tests bzw. Scores zu beurteilen, müssen verschiedene soziologische Parameter berücksichtigt werden. So wird die Gesamtvalidität eines Fragebogens wie des HHS durch das Zusammenspiel von

Reliabilität, innerer Beständigkeit, Responsivität, sowie Konstrukt- und inhaltlicher Validität bestimmt [186]. Diese statistischen Größen sollen im Folgenden kurz definiert werden [129]:

Die Validität (*validity*) beschreibt die Aussagekraft eines Tests, also inwiefern ein gesundheitsbezogener, vom Patienten selbst erhobener Score (HR-PRO) tatsächlich die Daten erfasst, für deren Erfassung er entwickelt wurde. Die Konstrukt-Validität (*construct validity*) beurteilt dabei insbesondere die Beständigkeit der Testergebnisse dieses Scores unter der Annahme, dass der Test imstande ist das Konstrukt valide zu erfassen. Die inhaltliche Validität (*content validity*) dagegen gibt Aufschluss darüber, inwieweit der Inhalt des Tests auch den tatsächlichen Inhalt des zu untersuchenden Konstrukts widerspiegelt. Unter Reliabilität (*reliability*) versteht man die Verlässlichkeit des Tests. Sie ist folglich ein Maß für die Abwesenheit von Messfehlern bei der Erhebung der Messgrößen. Die innere Beständigkeit (*internal consistency*) ist eine Unterform der Reliabilität und beurteilt die Beziehung bzw. das Zusammenspiel der einzelnen Messgrößen untereinander. Schließlich beschreibt die Responsivität (*responsiveness*) die Fähigkeit eines HR-PRO-Instruments, Veränderungen innerhalb des zu untersuchenden Konstrukts in einem Zeitintervall wahrzunehmen und festzuhalten.

Für den HHS konnte nach operativer Versorgung durch eine TEP in einigen Studien sowohl eine gute Responsivität, insbesondere im ersten postoperativen Jahr, als auch eine hohe Validität und Reliabilität nachgewiesen werden [168][170]. Für die proximale Femurfraktur gibt es hingegen keine validierten funktionellen Tests [88]. Der HHS ist allerdings kein reines HR-PRO-Instrument, da eine klinische Untersuchung des Patienten vonnöten ist. Die Notwendigkeit einer Untersuchung bedingt jedoch eine Abhängigkeit der Messergebnisse von den Fähigkeiten des Untersuchers und somit eine höhere Interrater-Variabilität [148]. Deshalb wurde ein modifizierter HHS (mHHS) entwickelt, bei dem die klinische Untersuchung entfällt [186]. Dieser ist also nicht von der physischen Anwesenheit des Patienten abhängig und kann somit auch telefonisch erfragt werden, was wiederum eine schnelle, einfache und kostengünstige Alternative darstellt. Allerdings birgt diese Methode weitere Risiken. So ist sie zum einen klinisch nicht ausreichend validiert, zum anderen zeigte sich v.a. für Patienten mit Schmerzen eine geringe Korrelation zwischen HHS und mHHS [151]. Das wohl größte Problem des HHS stellt der sog. *Ceiling-Effekt* dar [186]. Dieser *Ceiling-Effekt* beschreibt das Phänomen, dass bei einem Fragebogen wie dem HHS, der hauptsächlich sehr basale Fertigkeiten prüft, in überdurchschnittlich hohem Maße die Maximalpunktzahl erreicht wird, was die inhaltliche Validität eines solchen Fragebogens enorm beeinträchtigt und eine geringere Eignung zur Verlaufskontrolle bedingt, da häufig im Verlauf keine weitere Verbesserung

des Testergebnisses erzielt werden kann [186]. Hinzu kommt, dass dieser Score aus eben diesem Grunde sehr schlecht für aktivere Patienten geeignet ist. So erreicht beispielsweise ein 45-Jähriger, der einen Marathon absolviert, dieselbe, nämlich die maximale, Punktzahl wie ein 75-jähriger Patient, der in der Lage ist 2 Stunden am Stück im normalen Tempo zu gehen [186]. Das gegenteilige Ereignis, der sog. *Floor-Effekt*, bei dem der Minimalwert (hier „0“) besonders häufig erreicht wird und damit die Validität beeinflusst, scheint beim HHS dagegen keine Rolle zu spielen, da er, wenn überhaupt, nur selten erreicht wird, sodass eine Verzerrung des Ergebnisses nicht zu erwarten ist [186].

Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass der HHS ursprünglich wahrscheinlich eine gute Validität aufwies, welche aber durch die stetig erweiterte Indikationsstellung v.a. für Hüftprothesen und weitere Hüfterkrankungen abgeschwächt wurde. Alternativ wird die Anwendung neuerer Scores, wie dem (*German*) *Oxford Hip Score* oder der niederländischen Version des *Hip Disability And Osteoarthritis Outcome Scores*, empfohlen [41][132]. Für diese Scores wurden gute Validitäten und Reliabilitäten, zumindest für Patienten mit Osteoarthrose, sowie eine gute Kontrolle des *Ceiling-Effekts* beschrieben [41][132][137]. Diese Methoden sind jedoch durch eine geringere Verbreitung und klinische Erfahrung gekennzeichnet, weshalb der HHS in dieser Arbeit bevorzugt wurde.

Der Barthel-Index (BI) ist ein 1965 entwickelter und mittlerweile etablierter Fragebogen, der der Einschätzung von Unabhängigkeit bzw. Hilfsbedürftigkeit eines Patienten dient [118][133]. Er ist nach Dorothea Barthel benannt [118][133] und wurde in dieser Studie als sekundäres Messinstrument des klinischen Ergebnisses verwendet. Er besteht aus den folgenden 10 Bereichen, die die Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL) umfassen: Essen, Bett-(Roll-)Stuhl-Transfer, Waschen, Toilettenbenutzung, Baden, Gehen/Rollstuhlfahren auf ebener Fläche, Treppensteigen, An-/Auskleiden, Stuhlkontrolle, sowie Urinkontrolle [118]. Pro *item* werden verschiedene Punktzahlen vergeben, je nachdem ob der Patient in der Lage ist die Aktivität selbstständig (meist 10 Punkte) oder mit Hilfe (meist 5 Punkte) auszuführen; ist der Patient weder alleine noch mit Unterstützung imstande die Aufgabe zu erfüllen, wird die Aufgabe mit 0 Punkten gewertet (für die exakte Bewertung mittels Punktzahlen s. auch Anhang »9.2. Barthel-Index (BI)«) [118]. Insgesamt ist somit eine Maximalpunktzahl von 100 zu erreichen; je nach Ausprägung der Hilfsbedürftigkeit entsprechend geringere Punktzahlen. Diese Maximalpunktzahl bedeutet jedoch nicht zwangsläufig, dass der Patient auch fähig ist allein zu leben, da bestimmte Qualitäten wie Kochen, Verlassen der Wohnung oder des Hauses, sowie die Bewältigung des Haushalts nicht berücksichtigt werden [118]. Außerdem ist der erreichten Gesamtpunktzahl von vornherein eine weitaus geringere

Bedeutung und Aussagekraft zuzurechnen als der Bewertung der einzelnen Aktivitäten, da nur letztgenannte eine spezifische Aussage über die Hilfsbedürftigkeit des Patienten ermöglicht [118][133]. Ein Vorteil dieses Tests ist, dass die Art und Weise der Punkterhebung relativ unerheblich ist. So wurden die 4 verschiedenen Methoden Selbsteinschätzung des Patienten, Befragen der betreuenden Pflegekraft, sowie die Testung mittels zweier versierter, unabhängiger Untersucher auf ihre Reliabilität getestet. Das Ergebnis war eine gute Korrelation der Untersuchungsergebnisse mit nur minimalen, vernachlässigbaren Abweichungen [35]. Darüber hinaus war das Befragen einer informierten Pflegekraft bzw. eines Verwandten nicht nur genauso verlässlich, sondern auch schneller als die Untersuchung des Patienten bzw. dessen Selbsteinschätzung [35]. Zu beachten ist jedoch, dass der BI ein Instrument ist, dessen psychometrische Eigenschaften v.a. für Patienten mit Z.n. Schlaganfall gut belegt sind [86]. Für die proximale Femurfraktur ist der BI hingegen nicht validiert [88]. Wie problematisch eine fehlende Validierung für eine bestimmte Zielgruppe sein kann, zeigt das Kollektiv älterer Patienten mit Sarkopenie oder Adipositas, bei denen eine multiplikative, vielmehr als eine rein additive, Beeinflussung der Messergebnisse zu erwarten ist [101]. Zudem ist der BI anfällig für Störfaktoren, wie den bei diesem Patientenkollektiv sehr häufigen Comorbiditäten, und schlechter geeignet als der HHS um bei zwei Patientengruppen zwischen Komplikationen und der komplikationslosen Kontrollgruppe zu unterscheiden [59][88]. Darüber hinaus wurde auch für den BI eine Limitierung durch den *Ceiling-Effekt* beschrieben [59].

Kurzum stellt der Barthel-Index eine kostengünstige, schnelle und einfache Methode dar, die Hilfsbedürftigkeit von Patienten unter den Aspekten Zeit, Mobilität und benötigter Hilfe in Bereichen des Alltags zu erfassen und zu beurteilen [118][133]. Dabei kann die Punktzahl von jeder Person, die mit dem betroffenen Patienten arbeitet bzw. mit dessen Fähigkeiten vertraut ist, akkurat erhoben werden, was sicherlich auch maßgeblich zu der heutigen weiten Verbreitung dieses Tests beigetragen hat [35][118].

Der präoperativ zu bestimmende ASA-Score wurde 1941 von der *American Society of Anesthesiologists (ASA)* in Auftrag gegeben und daraufhin von Saklad entwickelt [56][159]. In seiner heutigen Form wurde er erstmals 1961 publiziert und 2 Jahre darauf auch von der ASA zur Beurteilung des präoperativen Gesundheitszustandes von Patienten vorgeschlagen [1][45][56]. Er wird heutzutage in 5 Klassen eingeteilt [37][45]:

I vollständige Gesundheit

II mild ausgeprägte Systemkrankheit (z.B. Hypertonus, nicht-insulinpflichtiger Diabetes mellitus, Allergie [9])

- III stark ausgeprägte Systemkrankheit (z.B. Diabetes mellitus mit Vaskulopathie, Angina pectoris [9])
- IV schwere Systemkrankheit, die lebensbedrohlich ist (z.B. manifeste Herzinsuffizienz [9])
- V moribunder Patient mit Lebenserwartung < 24h (mit und ohne Operation (OP))

Dabei findet ggf. der Zusatzletter „E“ Verwendung. Dieser wird bei Notfallpatienten benutzt (*emergency*) [37]. Im Jahre 1980 wurde eine weitere zusätzliche Klasse, die Klasse 6, für Hirntote eingeführt [56]. Somit kann nun auch klinisch toten Patienten, die als Organspender in den Operationssaal gebracht werden, Rechnung getragen werden [56]. Anhand der jeweiligen Klasse kann entsprechend das postoperative Risiko für Komplikationen und Exitus letalis abgeschätzt werden. Die Rate an postoperativen Komplikationen korreliert dabei gut mit dem Ergebnis des ASA-Scores, wobei sich die Chance eine Komplikation zu erleiden (*odds ratio*) pro ASA-Klasse etwa verdreifacht [178]. Auch für Notfalloperationen wurde eine erhöhte Chance eine Komplikation zu erleiden nachgewiesen [178]. Des Weiteren gilt ein ASA-Score von III als Prädiktor für stärkeren intraoperativen Blutverlust, verglichen mit niedrigeren ASA-Scores [74]. Darüber hinaus sind auch kardiale und pulmonale Komplikationen sowie eine erhöhte Mortalität mit der Klasse III des ASA-Scores assoziiert [100]. Bei geriatrischen Patienten mit einer proximalen Femurfraktur wurde die Klasse III als starker Prädiktor für ein postoperatives Delirium ausgemacht [190]. Außerdem fanden Rauh et al. heraus, dass das Risiko von Patienten nach einer elektiven Hüft- oder Knie-TEP zu versterben, im Vergleich zu niedrigeren ASA-Scores ab der ASA-Klasse III signifikant erhöht ist [153]. Der ASA-Score ist sehr weit verbreitet und in den klinischen Alltag integriert. Bisherige Arbeiten bestätigten auch eine gute Abschätzung des perioperativen Risikos [149] und postoperativer Komplikationen durch dieses Messinstrument [72][178], eine Assoziation der ASA-Klasse und der Infektionswahrscheinlichkeit im Rahmen des operativen Eingriffes [155][175], sowie der operationsbedingten Mortalität [72][163] und machten einen Einfluss der ASA-Klasse auf das postoperative, funktionelle Ergebnis aus, wohingegen sich Alter und Geschlecht für den letztgenannten Parameter als eher unbedeutend erwiesen [49]. Außerdem scheint der erhobene ASA-Score auch einen Einfluss auf die Dauer des benötigten Krankenhausaufenthalts zu haben [30]. Kritiker bezweifeln dies jedoch, da in dessen Vorhersage keine Beständigkeit nachgewiesen werden konnte [117]. Auch konnte eine zuverlässige Abschätzung der postoperativen Mortalität in einer älteren Arbeit nicht für alle Operationen bestätigt werden. So war eine zuverlässige Prognose anhand der ASA-Klasse beispielsweise bei großen visceralchirurgischen Eingriffen, wie einer Pankreatoduodenektomie, nicht möglich [34]. Weitere Kritikpunkte dieses diagnostischen Mittels sind die Limitierung des Scores für

Kinder [5] und eine Unbeständigkeit der Testergebnisse [5][13][152]. Als weitere Schwäche wurden insbesondere die Definitionen der Klassengrenzen aufgeführt [83]. Diese sind erstens sehr schwammig formuliert (*mild, moderate, severe*), was eine geringere *Interrater-Reliabilität*, also eine schwächere Übereinstimmung der erhobenen Werte bei unterschiedlichen Untersuchern, zur Folge hat [5]. Zweitens ist die Klasseneinteilung teilweise sehr weit bzw. zu weit gefasst. Dies betrifft v.a. die Klasse 2 [83], was die Frage aufwirft, ob für eine so weit gefasste Gruppe eine einheitliche valide Risikoabschätzung durchgeführt werden kann. Um die Risikoabwägung zu präzisieren, wurde u.a. ein Instrument entwickelt, welches den ASA-Score nicht in 5, sondern in 7 Klassen aufteilt, wodurch eine akkuratere Risikobewertung ermöglicht werden soll [83]. Auch weitere Modifikationen, z.B. zur Berücksichtigung einer Schwangerschaft, wurden bereits vorgestellt [13]. Eine weitere mögliche Ursache für die bemängelte Unbeständigkeit des ASA-Scores stellt die Verwendung des Wortes „systemisch“ dar [37]. Dies stiftet insbesondere dadurch Verwirrung, dass formal gesehen nur Krankheiten berücksichtigt werden, die sich auf den gesamten Organismus beziehen. Lokale Erkrankungen jedoch, wie Organinfarkte oder -insuffizienzen werden streng genommen nicht berücksichtigt, auch wenn diese offensichtlich den physischen Status des jeweiligen Patienten beeinträchtigen [37]. Im klinischen Alltag fließen allerdings auch diese Pathologien meist in die Zuordnung zu einer ASA-Klasse ein [9].

Zur weiteren Funktionsdiagnostik wurde der Mini-Mental-Status-Test (MMST), im Englischen auch als *Mini-Mental State Examination* (MMSE) bezeichnet, verwendet. Dieser Test wurde als Screening-Werkzeug für das Erkennen von kognitiven Einschränkungen entwickelt [58]. Der Test ist im klinischen Alltag mittlerweile etabliert und einfach, kostengünstig, sowie schnell durchführbar. Aufgrund dessen erfreut er sich mittlerweile vielseitiger klinischer Anwendung. Die Dauer eines Testdurchlaufs beträgt etwa 10 Minuten, was in Anbetracht der kurzen Kooperationszeit bei Demenzpatienten gegenüber anderen Tests sehr von Vorteil ist [58]. Der MMST besteht aus 11 Fragen bzw. Aufgaben aus 7 verschiedenen kognitiven Domänen (s. auch Anhang »9.1. Mini Mental Status Test (MMST, MMSE)«) [58]. Diese Domänen umfassen die Orientierung zu Raum und Zeit, das Registrieren von 3 Wörtern, sowie das Wiederbenennen dieser 3 Wörter nach einiger Zeit und das Verständnis einer Aufforderung. Hinzu kommen das Lösen von Rechenaufgaben bzw. die Testung der Aufmerksamkeit, sowie die Domänen der Sprache und der visuellen Konstruktion [58]. Insgesamt kann eine Maximalpunktzahl von 30 erreicht werden. U.a. werden Werte von 24-30 als normale Kognition gedeutet, wohingegen eine Punktzahl von 18-23 eine milde kognitive Schwäche und Werte von 0-17 eine starke Einschränkung der Kognition darstellen [180]. Ein Ergebnis von 23 gilt hierbei meist als allgemein anerkannter Grenzwert zwischen normaler kognitiver

Leistung und geringgradig eingeschränkter Kognition, wobei Werte von 24 die geringste Punktzahl mit normaler Kognition und Werte von 23 die höchste Punktzahl mit verminderter kognitiver Leistung repräsentieren, da bei diesem Zahlenwert die beste Sensitivität und Spezifität dieses Tests erreicht werden soll [44]. Dennoch sind die im klinischen Alltag verwendeten Punktegrenzen für die Auswertung dieses Tests sehr variabel. So wurden in der RePrOF-Studie, dessen Patientenklientel dem dieser Studie entspricht, alternative Werte verwendet. Dabei galten Punktzahlen von 27-30 als unauffällig, 20-26 Punkte deuteten auf geringe Einbußen der Kognition hin, 10-19 Punkte wurden einer mittelschweren Schwäche der Kognition gleichgesetzt und weniger als 10 Punkte wurden als schwere Störung der Kognition gewertet [29][113].

Für ein Ergebnis < 24 Punkte wurde in einer Studie mit 244 Patienten eine höhere Mortalität innerhalb des ersten postoperativen Jahres nach Erleiden einer proximalen Femurfraktur im Vergleich zu kognitiv Gesunden festgestellt [75]. Auch die Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL) konnten von kognitiv Unbeeinträchtigten Patienten schneller wiederaufgenommen werden, waren jedoch nach Abschluss des ersten postoperativen Jahres nicht mehr signifikant unterschiedlich zu den ADL der kognitiv eingeschränkten Patienten [75].

Für den MMST wurden sowohl eine ausreichende Reliabilität als auch eine gute Konstruktvalidität publiziert [180]. Auch die Sensitivität für mittlere bis schwere kognitive Einschränkungen war befriedigend [180]. Als großer Nachteil des MMST wurde jedoch seine geringe Sensitivität im Bereich der milden kognitiven Einschränkungen beschrieben [180]. Durch verschiedene Maßnahmen wurde versucht die Sensitivität des Tests weiter zu verbessern. Eine Möglichkeit ist der modifizierte MMST, der sog. 3MS, welcher nur geringfügig länger und aufwendiger als der MMST ist und über eine differenziertere Auswertung (0-100 Punkte) und Berücksichtigung schwierigerer Items verfügt [177]. Einen weiteren Versuch stellt die Uhrenaufgabe dar [173]. Dabei soll der Patient in einen vorgezeichneten Kreis die beiden Zeiger und die 12 Ziffern einer Uhr so einzeichnen, dass diese daraufhin die vom Untersucher vorgegebene Zeit korrekt anzeigt. Somit konnte die Sensitivität, zumindest des 3MS, erhöht werden [173].

Festzuhalten bleibt dennoch, dass der MMST nicht als alleiniges Werkzeug in der Demenzdiagnostik verwendet werden sollte, er aber durchaus dafür genutzt werden kann, eine Veränderung der Kognition, sowie deren ungefähres Ausmaß, schnell und quantitativ zu erfassen [180]. Beim Vergleich vom Studienergebnissen sollte die sehr variable Festlegung der Punktegrenzen stets beachtet werden.

HHS und BI dienten in dieser Studie der Evaluierung des klinischen Ergebnisses. ASA-Score und MMST wurden zur Charakterisierung des untersuchten Patientenkollektivs erhoben.

4.5. Statistik

Für die statistische Auswertung wurden die Standardgrößen Mittelwert, Median und Standardabweichung berechnet. Die Definitionen sind dabei folgende [109]:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

$$\text{STABW} = \sqrt{\text{Var}(x)}$$

\bar{x} : Mittelwert

n: Anzahl der Messwerte

STABW: Standardabweichung

Var(x): Varianz der Messgröße x

Der Median wiederum ist definiert als der Wert, der in Bezug auf alle Messungen einer Größe zahlenmäßig am häufigsten erhoben wurde.

Für die Berechnung von Mittelwert und Standardabweichung wurde Microsoft Excel 2010 für Windows Vista verwendet. Die weiteren Größen Minimum, Maximum, sowie Median wurden ebenso wie die Boxplots (s. auch Anhang »9.4. Röntgenbilder«) mithilfe des Statistikprogramms R i386 3.0.2 ebenfalls für Windows Vista 32bit berechnet bzw. erstellt.

Des Weiteren wurde der Spearman-Koeffizient verwendet. Dieser beurteilt den monotonen Zusammenhang zweier mindestens ordinal skalierten Messgrößen. Diese werden dazu zunächst anhand ihrer Größe sortiert, wobei jeder Größe ein entsprechender Rang zugeordnet wird. Er ist definiert als [70]:

$$\rho = 1 - \frac{6 \sum_{i=1}^n d_i^2}{n(n^2-1)}$$

ρ : Spearman Koeffizient

n: Anzahl der Messwerte

d_i : Differenz des Wertepaares (x_i, y_i)

Bei der Berechnung des Spearman-Koeffizienten sind folglich Werte $-1 \leq x \leq 1$ möglich. Je mehr sich das Ergebnis dem Betrag von 1, also |1|, nähert, desto deutlicher ist der Zusammenhang der untersuchten Größen. Somit gelten als grobe Richtwerte [70]:

- $0.0 \leq \rho \leq |0.2|$ kein bis geringer positiver (+) bzw. negativer (-) Zusammenhang
- $|0.2| < \rho \leq |0.5|$ schwacher bis mäßig positiver bzw. negativer Zusammenhang
- $|0.5| < \rho \leq |0.8|$ deutlich positiver bzw. negativer Zusammenhang
- $|0.8| < \rho \leq |1.0|$ starker bis perfekter positiver bzw. negativer Zusammenhang

Zu beachten ist jedoch, dass mithilfe des Spearman-Koeffizienten keinerlei Aussage über die Kausalität getroffen werden kann [70]. Bei dieser Methode bleibt unklar, welche der beiden untersuchten Messgrößen eine abhängige und welche eine unabhängige Rolle einnimmt; genauso denkbar wäre, dass sich beide Größen gegenseitig bedingen oder dass eine sogenannte Scheinkorrelation vorliegt [70]. Letzteres wäre beispielsweise der Fall, wenn beide untersuchten Größen von einer dritten, unbekanntem bzw. nicht untersuchten Größe abhängig wären.

Zur Detektion möglicher *confounder* (Störgrößen) wurde eine multivariate Analyse mit den unabhängigen Variablen FO_{RC} bzw. FO_{RL}, Geschlecht, Alter, ASA-Score, sowie dem MMST zum Zeitpunkt der Aufnahme und dem BI vor Erleiden der Fraktur durchgeführt [113]. Die abhängige Variable war dabei stets das klinische Ergebnis. Mit dieser Methode wird überprüft ob der mögliche Zusammenhang zwischen FO und dem klinischen Ergebnis der Berücksichtigung der anderen unabhängigen Variablen standhält; also der Einfluss des FO auf das klinische Ergebnis der Vorhersage durch die übrigen Variablen überlegen ist [130]. So kann es sein, dass ein in der einfachen linearen Regression festgestellter Zusammenhang nach Beachtung weiterer unabhängiger Variablen nicht mehr statistisch signifikant ist, da z.B. der festgestellte Einfluss mit denen weiterer Variablen überlappt [130]. In diesem Zusammenhang werden der unstandardisierte (B) und standardisierte Regressionskoeffizient (β) betrachtet. Dabei bietet β den Vorteil, dass er nicht wie B auf den Maßeinheiten der untersuchten Variablen (bspw.: Lebensjahre, Punktzahlen verschiedener Scores) beruht, weshalb auch Variablen unterschiedlicher Maßeinheiten verglichen werden können [130]. Analog zum Spearman-Koeffizienten weisen negative Werte auf einen inversen und positive Zahlen auf einen positiven Zusammenhang hin [130]. Wie in der statistischen Auswertung üblich wurden p-Werte < 0.05 als statistisch signifikant definiert. Alle Daten wurden in der Filemaker Database® (FileMaker Inc., Santa Clara, CA, USA) gesammelt [113]. Für die statistische Auswertung wurde IBM SPSS statistics 22 (Statistical Package for the Social Science, IBM Cooperation, Armonk, N.Y., USA) verwendet [113].

5. Ergebnisse

5.1. Allgemeine Ergebnisse

Unter den untersuchten 188 Patienten fanden sich 58 Männer (30.9%) und 130 Frauen (69.1%), bei einem mittleren Lebensalter von 82 Lebensjahren (Standardabweichung: 8 Jahre), einem Median von 83 Lebensjahren und einer Altersspanne von 60-99 Lebensjahren.

Folgende Gründe für eine Reoperation wurden erfasst: Durchbrechen der SHS durch die Corticalis des Caput femoris (sog. *cutting out*) in 3 Fällen (1.6%), jeweils in 2 Fällen (je 1.1%) Peri-Implantat-Fraktur, Reizung des Tractus iliotibialis, sowie postoperatives Hämatom. Einmal (0.5%) stellte eine tiefe Wundinfektion den Grund für einen erneuten Eingriff dar (s. auch Anhang »9.3. Charakterisierung des untersuchten Patientenkollektivs - Reoperationen«).

5.2. Röntgenologische Ergebnisse

Zunächst wurden 248 Testbilder, deren Ergebnisse anschließend nicht für diese Studie genutzt wurden, vermessen um ein standardisiertes Vorgehen und eine gewisse Vertrautheit mit den radiologischen Maßen zu garantieren. Anschließend wurden insgesamt 670 Bilder von 188 Patienten beurteilt. Bei 31 Patienten (16.5%) waren dabei lediglich maximal 2 Röntgenbilder verfügbar. Bei weiteren 38 Patienten (20.2%) lagen hingegen mindestens 5 Röntgenbilder zur Auswertung vor. Bei den restlichen 119 Patienten (63.3%) konnten 3 bzw. 4 Röntgenbilder geprüft werden, wovon jeweils 1-2 Bilder prä- bzw. intraoperative Aufnahmen waren. Da so nur bei 38 Patienten ein postoperativer Verlauf vernünftig hätte beurteilt werden können, und dessen Aussagekraft aufgrund des kleinen Patientenkollektivs stark eingeschränkt gewesen wäre, wurde auf die Beobachtung der postoperativen Entwicklung der Werte verzichtet. Stattdessen wurden für die statistische Auswertung eine präoperative Becken-a.p.-Aufnahme, ein intraoperatives Bild mittels C-Bogens und jeweils das erste postoperative Röntgenbild in der Hüfte-a.p.-Ansicht ausgewertet. Zusammenfassend konnten so 172 präoperative (35%), 131 intraoperative (27%) und 189 postoperative Aufnahmen (38%) beurteilt werden (s. auch Anhang »9.4. Röntgenbilder«). Dabei ist zu beachten, dass bei 2 Patienten (1.1%) kein einziges postoperatives Bild erhoben werden konnte, da diese Patienten bereits vorher verstorben waren. Dass dennoch 189 postoperative Hüfte-a.p.-Bilder zustande kamen, lag daran, dass die 2 Patienten (1.1%), bei denen die SHS aufgrund der Reizung des Tr. iliotibialis ausgewechselt werden musste, nach deren Reoperation erneut postoperativ reliabel vermessen werden konnten. Die übrigen Reoperationen fielen deshalb aus der Wertung, weil eine anschließende Auswertung

dieser Aufnahmen nicht mehr vernünftig möglich war. Außerdem wurde wie bereits erwähnt ein Patient auf beiden Seiten mittels Marknagelosteosynthese versorgt, weshalb für diesen Patienten ebenfalls 2 postoperative Röntgenbilder anfielen.

5.2.1. Präoperative Becken-a.p.-Aufnahme

Bei jeder präoperativen Becken-a.p.-Aufnahme wurden der HG, der hieraus errechnete HD, sowie der Pfannendurchmesser (PD) und die Pfannentiefe (PT) bestimmt (Angaben in [mm]). Da bei diesen Röntgenbildern jedoch noch kein Implantat vorhanden war, konnten diese nicht kalibriert werden. Außerdem wurden auch wie unter »4.2.1. Becken-a.p.-Aufnahme« beschrieben der CE-Winkel und die Pfanneninklination (PI) der entsprechenden Hüfte untersucht (Angaben in [Grad]). Die einzelnen statistischen Werte sind in der folgenden Tabelle aufgeführt (s. auch Anhang »9.4.1. Messgrößen - präoperative Becken-a.p.-Aufnahme«).

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	Standardabweichung
CE-Winkel	18.60	62.20	39.07	39.30	7.38
PI	32.70	69.20	52.89	53.05	5.71
PD	48.60	81.40	63.93	63.20	6.19
PT	24.60	48.30	32.24	32.20	3.68
HG	143.0	218.0	177.3	176.5	14.84
HD	45.52	69.39	56.47	56.34	4.72

Tab. 5.1: Statistische Übersicht - präoperative Becken-a.p.-Aufnahme

5.2.2. Intraoperativer C-Bogen

Bei allen verwendeten 188 Patienten bzw. 189 Marknagelosteosynthesen verlief die Schenkelhalsschraube in der Schenkelhalsachse. Die statistischen Werte der radiologischen Größen, die in »4.2.2. Hüfte-a.p.-Aufnahme und intraoperativer C-Bogen« beschrieben wurden, sind im Folgenden aufgelistet (s. auch Anhang »9.4.2. Messgrößen - intraoperativer C-Bogen«). Die Einheit der jeweiligen Größen ist [pix], abgesehen von den kalibrierten Größen, die in [mm] angegeben sind bzw. [Grad] für den CCD-Winkel und [mm/pix] für den Kalibrierungsfaktor.

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	Standard- abweichung
HG	749.0	2110.0	908.6	892.0	130.15
HD	238.4	671.6	289.0	283.6	41.52
HD kalibriert	36.72	59.32	46.06	46.00	3.85
FO	228.9	643.2	324.5	320.1	47.14
FO kalibriert	39.67	81.91	51.78	51.57	6.19
CCD	120.2	138.8	128.8	128.9	3.47
FND (Umfang)	344.0	1532.0	629.9	609.0	114.82
FND	109.5	487.7	200.5	193.9	36.55
FND kalibriert	17.48	48.03	31.94	31.31	4.27
PD	238.1	788.4	317.5	311.4	52.54
PD kalibriert	38.52	70.12	50.60	50.28	5.15
PT	127.0	351.7	168.2	165.8	27.53
PT kalibriert	20.55	41.13	26.85	26.38	3.59
Kreis- referenz (Umfang)	208.0	662.0	305.8	302.0	35.49
Kreis- referenz (Durchmes.)	66.21	210.72	97.34	96.13	11.30
Referenz- strecke	86.70	214.10	97.71	96.40	11.29
Referenz- strecke kalibriert	15.19	22.29	15.57	15.53	0.61

Differenz der Referenzen	0.001	28.99	0.95	0.62	2.53
Kalibrie- rungsfaktor	0.07	0.23	0.16	0.16	0.01
SH-Länge in SHS- Achse	300.5	790.5	417.4	413.7	58.57
SH-Länge in SHS- Achse kalibriert	50.06	103.38	66.62	65.38	7.82
SH-Länge in SH-Achse	285.6	784.4	384.6	379.4	60.22
SH-Länge in SH-Achse kalibriert	45.30	102.66	61.33	60.03	7.63
SHS-Länge	489.9	1305.5	616.7	607.3	81.55
SHS-Länge kalibriert	79.52	149.71	98.42	97.05	8.87

Tab. 5.2: Statistische Übersicht - intraoperative Aufnahme mittels C-Bogens

5.2.3. Erste postoperative Hüfte-a.p.-Aufnahme

Auch hier verliefen alle SHS stets in der Schenkelhalsachse.

Das durchschnittliche kalibrierte FO_P aller postoperativen Hüfte-a.p.-Aufnahmen, also inklusive des zweiten, dritten etc. postoperativen Röntgenbildes, betrug 50.2mm bei einer Standardabweichung von 7.10mm. Der Mittelwert aller kalibrierten FO_P der ersten postoperativen Aufnahme betrug hingegen mit 50.9mm und einer Standardabweichung von 6.77mm etwas mehr. Das FO_{RC} der ersten postoperativen Röntgenaufnahme wurde dagegen mit 57.5mm und einer Standardabweichung von 10.6mm, sowie einem Median von 55.9mm gemessen. Das mittlere relative *femorale offset* betrug bei dieser Aufnahme 1.21; dessen Standardabweichung entsprechend 0.22. Die Werte reichten von 0.78 bis 1.87, wobei der Median bei 1.19 lag. Dabei konnte zwischen dem FO_{RC} und dem FO_{RL} naturgemäß eine starke Korrelation ($\rho = 0.893$) nachgewiesen werden [113]. Auffällig war außerdem eine mittels Spearman-Koeffizienten (ρ) detektierte inverse Korrelation von FO_{RC} und den Ergebnissen des HHS als primäres Messinstrument des funktionellen

Ergebnisses ein Jahr nach Versorgung der Fraktur mithilfe eines Marknagels ($\rho_{RC} = -0.207$), die auch statistisch signifikant war ($p = 0.036$) [113]. Ähnliche Ergebnisse wurden zum gleichen Zeitpunkt auch für das FO_{RL} gefunden ($\rho_{RL} = -0.247$; $p = 0.012$) [113]. Auch in Bezug auf den nicht hüftspezifischen Barthel-Index, der ein Jahr nach der operativen Versorgung als sekundäres Messinstrument des klinischen Ergebnisses zur Einschätzung der ADL erhoben worden war, ließen sich für FO_{RC} und FO_{RL} negative Korrelationen eruieren ($\rho_{RC} = -0.147$, $p = 0.129$; $\rho_{RL} = -0.192$, $p = 0.046$) [113]. Diese waren allerdings nur gering und für das FO_{RC} zudem statistisch nicht signifikant ($p > 0.05$) [113]. Auch bei der Datenerhebung 6 Monate nach der operativen Frakturversorgung konnten zwischen FO_{RC} und HHS ($\rho_{RC} = -0.112$, $p = 0.221$) keine signifikanten negativen Korrelationen festgestellt werden [113]. Beim BI 6 Monate post OP wurde hingegen eine statistische Signifikanz der schwachen negativen Korrelation zwischen FO_{RC} und BI erreicht ($\rho_{RC} = -0.176$, $p = 0.048$) [113]. Die Ergebnisse des FO_{RL} waren im Vergleich dazu etwas deutlicher. Zwar wurde auch beim 6 Monate *follow up* des HHS keine Signifikanz erreicht ($\rho_{RL} = -0.128$, $p = 0.161$), jedoch fielen die Ergebnisse dann beim Erheben des BI 6 Monate nach Einsetzen des Marknagels in Bezug auf das FO_{RL} ebenfalls signifikant aus ($\rho_{RL} = -0.219$, $p = 0.013$) [113].

Nach Berücksichtigung der etwaigen *confounder* mittels multivariater Analyse, die zusätzlich das Alter, Geschlecht, sowie den ASA-Score, den zum Aufnahmetag erhobenen MMST und den präoperativen BI der Patienten einbezog, ließ sich ein Trend im Sinne einer negativen Korrelation zwischen FO_{RC} bzw. FO_{RL} und dem klinischen Ergebnis nachweisen, der jedoch nicht durch eine statistische Signifikanz untermauert werden konnte (p -Werte > 0.05) [113]. Zudem zeigte sich bei den HHS, die 6 Monate nach der Operation erhoben worden waren, jeweils zunächst eine positive Korrelation zwischen dem FO und der Hüftfunktion [113]:

	B	β	p-Wert
BI nach 6 Monaten	-0.097	-0.036	0.593
BI nach 12 Monaten	-0.058	-0.020	0.798
HHS nach 6 Monaten	0.044	0.026	0.780
HHS nach 12 Monaten	-0.195	-0.098	0.221

Tab. 5.3: Regressionskoeffizienten und p-Werte des FO_{RC} nach der multivariaten Analyse (Berücksichtigung von Alter, Geschlecht, ASA-Score, am Aufnahmetag erhobenem MMST und präoperativem BI)

	B	β	p-Wert
BI nach 6 Monaten	-2.624	-0.020	0.752
BI nach 12 Monaten	-2.107	-0.015	0.836
HHS nach 6 Monaten	1.514	0.018	0.832
HHS nach 12 Monaten	-8.923	-0.113	0.205

Tab. 5.4: Regressionskoeffizienten und p-Werte des FO_{RL} nach der multivariaten Analyse (Berücksichtigung von Alter, Geschlecht, ASA-Score, am Aufnahmetag erhobenen MMST und präoperativem BI)

Die statistischen Werte der restlichen erhobenen Messgrößen sind in der folgenden Tabelle abgebildet (s. auch Anhang »9.4.3. Messgrößen - erste postoperative Hüfte-a.p.-Aufnahme«). Die Einheit der Angaben ist erneut [mm], bzw. [Grad] für den CCD-Winkel und [mm/mm] für den Kalibrierungsfaktor.

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	Standard- abweichung
HG	144.0	215.0	171.6	169.0	14.16
HD	45.84	68.44	54.61	53.79	4.51
HD kalibriert	39.28	59.51	47.69	46.78	3.95
FO	35.30	81.50	58.28	58.30	7.78
FO kalibriert	32.04	67.26	50.90	51.17	6.77
CCD	117.4	151.1	129.1	128.5	5.33
FND (Umfang)	83.0	174.0	121.2	118.0	14.54
FND	26.42	55.39	38.59	37.56	4.63
FND kalibriert	22.97	47.32	33.70	32.72	4.01
PD	48.20	78.70	60.93	60.30	5.64
PD kalibriert	41.91	69.25	53.21	52.35	4.89
PT	24.30	49.10	33.65	33.20	3.89
PT kalibriert	22.33	41.95	29.39	28.94	3.44

Kreis- referenz (Umfang)	52.00	61.00	55.77	56.00	1.50
Kreis- referenz (Durchmes.)	16.55	19.42	17.75	17.83	0.48
Referenz- strecke	16.50	19.10	17.61	17.60	0.47
Referenz- strecke kalibriert	14.86	15.92	15.38	15.38	0.17
Differenz der Referenzen	0.01	0.78	0.19	0.16	0.15
Kalibrie- rungsfaktor	0.80	0.94	0.87	0.87	0.02
SH-Länge in SHS- Achse	50.80	106.50	75.54	74.00	9.59
SH-Länge in SHS- Achse kalibriert	43.40	89.54	65.98	64.96	8.44
SH-Länge in SH- Achse	49.10	91.10	67.77	67.90	6.94
SH-Länge in SH- Achse kalibriert	41.95	75.19	59.20	59.06	6.15
SHS-Länge	87.7	146.7	114.9	114.6	10.05
SHS-Länge kalibriert	75.18	123.16	100.33	100.13	8.47

Tab. 5.5: Statistische Übersicht - postoperative Hüfte-a.p.-Aufnahme

5.3. Funktionsdiagnostische Ergebnisse

Von den 188 ursprünglich in die Studie eingeschlossenen Patienten konnten nach 6 Monaten noch 127 (67.6%) klinisch nachuntersucht werden. Die Patientenanzahl verringerte sich insofern, dass 4 Personen (2.1%) im Rahmen der Akutversorgung verstarben. Weitere 29 (15.4%) starben in den ersten 6 Monaten nach OP. Die restlichen 28 (14.9%) waren *lost-to-follow-up*-Patienten. So werden Patienten genannt, deren Kontakt zur Studienaufsicht bzw. den Durchführenden einer Studie abgebrochen ist, noch bevor die eigentliche Studienphase beendet wurde. Nach 12 Monaten wurde die Funktionsdiagnostik bei insgesamt noch 108 (57.4%) der ursprünglich 188 Patienten durchgeführt. Weitere 9 Patienten (4.8%) galten zwischen dem 6. und 12. postoperativen Monat als *lost-to-follow-up* und weitere 10 Patienten (5.3%) verstarben in diesem Zeitraum. 6 Monate nach der operativen Frakturversorgung waren folglich 33 (17.6%) und nach 12 Monaten insgesamt 43 (22.9%) der 188 Studienteilnehmer verstorben (s. auch Anhang »9.5. Klinische Nachuntersuchungen (NU) nach 6 und 12 Monaten«).

Das primäre Instrument zur Beurteilung der Hüftfunktionalität war der HHS. 6 Monate nach der operativen Versorgung der proximalen Femurfraktur wurde er im Durchschnitt mit 64 Punkten beziffert. Die Standardabweichung betrug zum Zeitpunkt dieser Messung 19 Punkte und der Median ebenfalls 64 Punkte. Die Werte variierten dabei von 8 Punkten bis zur Maximalpunktzahl von 100. 12 Monate nach dem OP-Termin stieg der durchschnittlich gemessene HHS auf 68 Punkte mit einer Standardabweichung von 18 Punkten. Der Median betrug diesmal 67 Punkte. Der Maximalwert wurde bei dieser Untersuchung nicht mehr erreicht, sodass die Punktwerte zwischen 8 und 99 lagen bzw. diese mit einschlossen (s. auch Anhang »9.5.1. Harris Hip Score (HHS) und Barthel-Index (BI)«).

Auch die Erhebung des Barthel-Indexes als sekundäres Messinstrument zur Evaluierung der Hüftfunktion wurde bei jedem Patienten mehrfach durchgeführt. Zuerst wurde ein Basiswert erhoben, der den Ausgangswert jedes Patienten vor dem Eintritt des Frakturereignisses repräsentieren sollte. Bei dieser ersten Messung wurden im Durchschnitt 82 Punkte, bei einer Standardabweichung von 23 Punkten, erreicht. Der Median betrug 90 Punkte. Die dabei erzielten Punktzahlen deckten das gesamte mögliche Spektrum von 0-100 Punkten vollständig ab. Postoperativ wurde der BI erneut jeweils zur ersten und zweiten Folgeuntersuchung erhoben. Zur ersten Nachuntersuchung, 6 Monate nach der Frakturversorgung, wurde im Mittel eine niedrigere Punktzahl von 69, bei einer Standardabweichung von 30 Punkten, erreicht. Auch der zu diesem Zeitpunkt ermittelte Median war mit 80 Punkten niedriger als der erhobene Ausgangswert. Die Minimal- bzw. Maximalwerte waren jedoch erneut 0 bzw. 100 Punkte. Auch zur zweiten

Folgeuntersuchung, nach 12 Monaten, wurden dieselben Minimal- bzw. Maximalwerte ermittelt. Darüber hinaus fand sich auch kein Unterschied zwischen den Medianen der ersten und zweiten Folgeuntersuchung, denn auch nach 12 Monaten betrug dieser Wert erneut 80 Punkte. Der Mittelwert hingegen stieg im Verlauf minimal an, sodass nach 12 Monaten eine durchschnittliche Punktzahl von 70 gemessen wurde. Die Standardabweichung für diesen Wert betrug 32 Punkte (s. auch Anhang »9.5.1. Harris Hip Score (HHS) und Barthel-Index (BI)«).

Der mittlere ASA-Score betrug 2.9. Dabei konnten alle 188 Patienten den Klassen I-IV zugeordnet werden, wobei Klasse III hierbei die häufigste war (Median). Die seltenste Klasse war ASA-V, deren Kriterien keiner der untersuchten Patienten entsprach, gefolgt von ASA-I mit 2 Patienten (1%). Etwas häufiger war mit 18 Patienten die Zuordnung zu Klasse IV (10%) bzw. mit 32 Patienten zu Klasse II (17%). Wie bereits erwähnt stellte Klasse III mit 136 Patienten (72%) mit Abstand die häufigste Gruppe dar (s. auch Anhang »9.5.2. Präoperativer ASA-Score«).

Zum Zeitpunkt der Aufnahme wurde wie bereits genannt der MMST durchgeführt. Hierfür ergab sich eine durchschnittliche Punktzahl von 21, sowie eine Standardabweichung von 9.0 Punkten. Die erreichten Punktzahlen deckten das gesamte mögliche Spektrum von 0-30 ab. Der Median betrug hierbei 24 Punkte. Die meisten der 188 untersuchten Patienten, nämlich 70 (37%), erreichten eine Punktzahl von 20-26. Dies deutete somit auf eine leichte Demenz hin. Direkt dahinter lag die Gruppe der Patienten mit unauffälliger Kognition (27-30 Punkte) im MMST. Diese umfasste 61 Personen (32%). Mit jeweils circa 15% waren die letzten beiden Gruppen in etwa gleich groß. Der mittelschweren Demenz (Punktzahl 10-19) wurden dabei mit 29 Patienten eine Person mehr zugeordnet als der Gruppe mit 28 Patienten, deren Punktzahl (< 10) auf eine schwere Demenz hinwies (s. auch Anhang »9.5.3. Ergebnisse des MMST zum Zeitpunkt der Aufnahme«).

6. Diskussion

Der Einfluss der Hüftanatomie auf die Funktion des Hüftgelenks nach intramedullärer Versorgung trochantärer Femurfrakturen durch einen Marknagel ist weitgehend ungeklärt. Ob dabei das *femorale offset* als spezifischer Parameter der Anatomie das klinische Ergebnis beeinflusst ist völlig unklar. Darüber hinaus beziehen sich die bisher erlangten Erkenntnisse bezüglich der anatomischen Veränderungen zumeist nur auf die Frakturversorgung mittels Hüftendoprothese [31][123][124]. Deshalb versucht diese Arbeit dahingehend den wissenschaftlichen Einblick zu erweitern und eine Basis für eventuelle weitere Untersuchungen zu schaffen.

Ziele der modernen operativen Versorgung trochantärer Femurfrakturen sind die schnelle Wiedereingliederung des Patienten in seinen Lebensalltag, eine möglichst optimale Wiederherstellung der postoperativen Hüftfunktion, sowie die Vermeidung jedweder Komplikationen wie Schmerzen oder die Notwendigkeit einer Reoperation. Interessant ist hierbei, dass die Erfahrung des operierenden Chirurgen keine Rolle in Bezug auf die Komplikationsrate [179], Mortalität oder Aufenthaltsdauer im Krankenhaus nach Versorgung einer proximalen Femurfraktur zu spielen scheint, da als einziger Vorteil eines erfahrenen Operateurs eine kürzere Operationszeit nachgewiesen werden konnte [22]. Der häufigste Grund für die Notwendigkeit einer Reoperation ist, wie auch in dieser Studie, ein Durchschneiden der Schenkelhalsschraube (*cutting out*) [23]. Dabei durchbricht die SHS die Corticalis des Hüftkopfes wodurch ein Osteosyntheseversagen bedingt wird, welches wiederum eine operative Revision notwendig macht. Der größte Risikofaktor für ein solches *cutting out* ist sowohl bei stabilen als auch bei instabilen intertrochantären Femurfrakturen eine *tip apex distance* (TAD) von mehr als 25mm [2][40], in geringerem Maße aber auch eine anteriore [2] bzw. posteriore Lage der SHS [87]. Die TAD ist dabei die Summe der Abstände von der SHS-Spitze zur Hüftkopfspitze in der axialen und anterior-posterioren Ansicht. Dagegen ergab sich ein positiver Trend zur Vermeidung des Durchschneidens der SHS durch eine Valgisierung des CCD-Winkels um 5-10° [2].

In diesem Zusammenhang rückt mittlerweile nun auch die Beurteilung und Verbesserung der postoperativen Funktion immer mehr in den Mittelpunkt [29][113]. Auf die Schwierigkeiten der Beurteilung des klinischen Ergebnisses wurde bereits unter »4.4. Messung des posttraumatischen funktionellen Ergebnisses« ausführlich eingegangen. Zusammenfassend sind hier die fehlende Validität der klinischen Tests für das in dieser Studie untersuchte Patientengut sowie die variable Interpretation und Ausführung dieser Methoden zu nennen [88]. Einen weiteren Aspekt des klinischen Ergebnisses stellt sicher auch die Patientenzufriedenheit mit dem postoperativen Ergebnis dar. Auch dessen

Erfassung birgt einige Probleme in sich. Haverkamp et al. fanden in diesem Zusammenhang heraus, dass 24.4% der vom Jahre 2006 untersuchten Studien, die eine Aussage über die Patientenzufriedenheit treffen wollten, die Erhebung des Parameters „Zufriedenheit“ lediglich mittels einer einzigen Frage erhoben hatten [81]. Anhand der daraufhin durchgeführten Studie konnten weder eine ausreichende Konstrukt- noch eine befriedigende inhaltliche Validität für dieses Vorgehen nachgewiesen werden [81]. Festzuhalten bleibt demnach, dass die Patientenzufriedenheit zwar ein wichtiges Erfolgskriterium der durchgeführten therapeutischen Intervention darstellt, dieses aber nicht zwangsläufig mit dem erzielten Operationsergebnis übereinstimmen muss und deshalb nicht als alleiniger Qualitätsparameter erhoben werden sollte [81]. Ein weiterer wichtiger Punkt zur Erhaltung bzw. Wiederherstellung der Lebensqualität stellt sicher auch die stationäre Pflege dar. Hier sind klinische Standard-Prozeduren sinnvoll, um die Qualität der Pflege zu gewährleisten, sowie eine auch aus wirtschaftlichen Gesichtspunkten angestrebte Verkürzung des Krankenhaushaltes zu erreichen [28].

Als operative Methoden der Wahl zur Therapie der trochantären Femurfraktur gelten wie beschrieben die Osteosyntheseverfahren, extra- und intramedullär, mit steigender Tendenz zur intramedullären Marknagelung [3], auch wenn von einigen Autoren vor allem für A2-Frakturen (nach AO-Klassifikation) eine Versorgung mittels DHS nahegelegt wird [15][162]. Für instabile intertrochantäre Frakturen wird jedoch eine Marknagelung empfohlen, da in diesen Fällen die Kontrolle der intraoperativen Komplikationen und das klinische Ergebnis denen der Versorgung mittels DHS überlegen zu sein scheint [167]. Bei intertrochantären Femurfrakturen im Allgemeinen sind Patientenzufriedenheit und postoperative Hüftfunktion bei beiden Verfahren wohl in etwa gleich; die Ergebnisse deuten jedoch auch darauf hin, dass die intramedulläre Marknagelung in geringem Ausmaß mehr Schmerzen und mehr Deformitäten als eine eingesetzte Platte verursachen könnte [3]. Auch die operationsassoziierten Komplikationen, insbesondere die Peri-Implantat-Frakturen, scheinen bei der Marknagelung gehäuft vorzukommen [3]. Allerdings haben Zeng et al. auch gegenteilige Trends beschrieben [192]. Ungeachtet dieser Ergebnisse stieg der Anteil der intramedullären Marknagelung zur Versorgung intertrochantärer Femurfrakturen von 3% im Jahre 1999 auf 67% im Jahr 2006, also um etwa 64% in 7 Jahren, an [3]. Beide Osteosyntheseverfahren wurden bislang jedoch kaum in Bezug auf deren postoperative Funktionalität oder das möglichst präzise Wiederherstellen der anatomischen Strukturen beleuchtet, da das Hauptaugenmerk bis dato eher auf die optimale Positionierung des Implantats gelegt wurde [39][40]. Die wenigen Studien, die die operative Therapie der proximalen Femurfraktur auf biomechanische und anatomische Gesichtspunkte hin untersucht haben, bedienten sich zudem mit Schenkelhalsfrakturen oder Endoprothesen

eines alternativen Patientenkollektivs [120][122], sodass für Patienten mit trochantären Frakturen lediglich Tendenzen und Trends abgeleitet werden können. Dass die Untersuchungen der postoperativen Funktionalität von enormer Wichtigkeit sind, wird deutlich, wenn man die bereits erwähnten Studien aus der Endoprothetik und Schenkelhalsfrakturen genauer beleuchtet. So wurde beispielsweise eine Abhängigkeit von Gehhilfen unmittelbar postoperativ bei 36% der operierten Patienten festgestellt; dieses Bedürfnis verstärkte sich im weiteren Verlauf bis auf 54% 2 Jahre nach der Operation [107]. Dies kann u.a. damit erklärt werden, dass durch eine unzureichende Wiederherstellung der Beinlänge und somit einer Störung der gesamten Biomechanik der unteren Extremität Nervenschädigungen verursacht werden können [120]. Auch weitere Komplikationen einer schlechten Biomechanik, wie beispielsweise Hüftluxationen, verursacht durch eine zu geringe Spannung des Weichgewebes, spielen wohl eine Rolle [150]. Eine Studie von Bourne et al. ergab, dass jedoch nur bei einem geringen Anteil aller untersuchten TEP-Operationen des Hüftgelenkes eine zufriedenstellende Biomechanik im Sinne eines korrekten FO wiederhergestellt wurde; durch eine entsprechende präoperative Planung und intraoperative Vermessung mittels Schablonen ließe sich diese Zahl jedoch bis auf schätzungsweise 90% verbessern [26]. Auch im Hinblick auf den demographischen Wandel und die damit als deutlich ansteigend prognostizierten Inzidenzen der proximalen Femurfraktur [68][160][191] ist eine genauere Beleuchtung und Optimierung der funktionellen, postoperativen Resultate dieser Operationsmethoden von enormer Bedeutung.

Die Wichtigkeit eines korrekt wiederhergestellten FO im Rahmen der operativen Versorgung mittels Endoprothetik ist heutzutage weitgehend bekannt. Die korrekte präoperative Bestimmung des FO ist dabei wichtig für die Wahl der Implantatgröße. Wird das FO falsch gemessen, z.B. durch Hüftrotation, femorale Anteversion oder eine nicht-standardisierte Bildgebung, kann dies unter Umständen zur falschen Wahl eines Implantats führen [128]. Durch mehrere Studien wurde nachgewiesen, dass ein vergrößertes postoperatives FO eine verbesserte Hüftbeweglichkeit, hier insbesondere der Flexion, Innenrotation und Abduktion, bewirkt [123][124]. Des Weiteren ist bekannt, dass ein vergrößertes FO protektiv bezüglich der Entstehung eines femoroacetabulären Impingementsyndroms (FAI) ist [123][124]. Ein vermindertes FO ist hingegen mit einer schlechteren Hüftbeweglichkeit assoziiert [31] und kann durch eine negative Beeinflussung des Hebelarms der Hüftabduktoren zu postoperativen Gangstörungen wie einem kompensatorischen Duchenne-Hinken führen [10][112]. Da das FAI eine Ursache für einen acetabulären Knorpelschaden bzw. eine Schädigung des Labrum acetabuli darstellt [93][110], ist folglich auch die korrekte Rekonstruktion des FO ein maßgeblicher Faktor für den Erhalt des Hüftgelenkknorpels. Diesen Grundsätzen entsprechend führt ein

größeres *femorales offset* auch zu weniger Polyethylen-Verschleiß bei einer eingesetzten TEP [10][158]. Darüber hinaus könnten durch ein gut rekonstruiertes FO und somit eine optimal eingestellte Beinlänge, sowie einen physiologischen Hebelarm der Hüftabduktoren viele Komplikationen wie Nervenverletzungen [120] oder Gelenkluxationen [150], sowie weitere Gangstörungen vermieden werden [112]. Es sind jedoch auch Publikationen mit anderen Ansichten zu finden. Beispielsweise publizierten Hartel et al., dass es keinen Zusammenhang zwischen dem FO oder anderen radiologisch erhobenen Parametern und dem klinischen Ergebnis gebe [80]. Diese Studienergebnisse sind allerdings kritisch zu betrachten, da u.a. zur Erhebung des klinischen Ergebnisses keine hüftspezifischen Tests wie etwa der HHS verwendet wurden. Ebenso ist die Interpretierbarkeit der gemessenen FO-Werte fraglich, da sowohl eine etwaige Anteversion als auch die Hüftrotation nicht berücksichtigt wurden und das wahre bzw. tatsächliche FO dem projizierten FO_p gleichgesetzt wurde. Inwieweit diese Messmethode nicht dem wahren FO des untersuchten Hüftgelenkes gerecht wird, wurde bereits in mehreren Studien beschrieben und unter »3.7. Ziel dieser Doktorarbeit« erläutert [114][126].

Im Gegensatz dazu gibt es nur wenige wissenschaftliche Erkenntnisse bezüglich des FO und seiner Rolle bei der Behandlung proximaler Femurfrakturen mittels Marknagels. Sein Einfluss auf die Funktionalität des Hüftgelenks wurde von Paul et al. diskutiert [145]. Sie deklarierten, dass der Hebelarm der Hüftabduktoren, der wie bereits beschrieben durch das FO determiniert wird [112], den größten Einfluss auf etwaige Gangstörungen ausmacht [145]. In einer anderen Studie wurde zudem ein Zusammenhang zwischen einer Varusstellung der proximalen Femurfraktur nach deren operativer Versorgung und einer postoperativen Dislokation derselben beschrieben [187]. In darauffolgenden Arbeiten wurde festgestellt, dass sich der CCD-Winkel v.a. innerhalb der ersten postoperativen Wochen und Monate nach Versorgung einer proximalen Femurfraktur mittels DHS oder Marknagel, wahrscheinlich aufgrund der wieder ansteigenden Gewichtsbelastung der noch fragilen Fraktur, verringert [138]. Diese Varusstellung erschwert daraufhin den Heilungsprozess der Fraktur bzw. führt zu einer Redislokation und verschlechtert somit das klinische Ergebnis [104][187]. Deshalb wird eine operative Fixierung in leichter Valgusstellung empfohlen um diesem unerwünschten Prozess vorzubeugen [104][138]. Die Länge des Schenkelhalses verringerte sich dabei im zeitlichen Rahmen der Operation nur bei Verwendung einer DHS (wohl aufgrund der intraoperativen Kompression), nicht aber bei einem Marknagel; die Länge des Schenkelhalses blieb dann bei beiden Verfahren, trotz dem Prinzip der geführten Sinterung, im postoperativen Verlauf überraschenderweise konstant [138].

Zur reliablen Interpretation des FO und eines möglichen Zusammenhangs mit dem klinischen Ergebnis muss dieser Parameter folglich möglichst exakt bestimmt werden. Dies birgt durch eine etwaige Anteversion des Schenkelhalses bzw. Rotationen im Hüftgelenk einige Schwierigkeiten. Um diese Fehler möglichst zu korrigieren, wird eine standardisierte Röntgen-a.p.-Aufnahme der Hüfte bzw. des Beckens in leichter Innenrotation empfohlen [112]. Um die Aufnahmequalität zu überprüfen, kann, wenn abgebildet, die Patella zu Hilfe genommen werden, da diese bei korrekter Einstellung perfekt in der Frontalebene abgebildet werden sollte [112]. Auf diese Weise soll der Schenkelhals exakt orthogonal getroffen werden [112]. Dennoch dürfte es selbst über eine standardisierte Röntgeneinstellung schwierig sein eine genau orthogonale Aufnahme des Schenkelhalses und somit des FO zu gewährleisten. Außerdem kann eine solche Innenrotation des Hüftgelenks nicht immer realisiert werden [113], sodass auch bei standardisierter Bildgebung Hüftrotationen $> 20^\circ$ oft nicht vermieden werden können [114]. Dies hat mehrere Gründe: Viele Patienten des untersuchten Frakturtyps sind durch ein hohes Alter und Comorbiditäten gekennzeichnet. Typisch für dieses Patientenkollektiv sind deshalb eine z.B. durch verminderte kognitive Leistungsfähigkeit oder Schmerzen verschlechterte *compliance*, sowie Kontrakturen der Muskulatur, die selbst beim gewillten Patienten eine ordnungsgemäße Einstellung der Zielgröße nahezu unmöglich machen [113]. Dabei sind ebenfalls Pathologien der angrenzenden Gelenke, insbesondere der Knie- und Sprunggelenke zu beachten, da auch sie die standardisierte Röntgenaufnahme erschweren können [112][114]. Infolgedessen muss der teils unvermeidbaren Rotation und der daraus resultierenden Längenänderung des FO Rechnung getragen werden. Dafür gibt es mehrere Möglichkeiten: Die womöglich exakteste Methode zur Bestimmung des FO stellt die Computertomographie dar [161]. Wie bereits genannt scheidet diese aber aus strahlenschutztechnischen und ökonomischen Gründen als Standardmethode aus [21][111]. Demzufolge bleibt nur die Erhebung mithilfe von Röntgen-a.p.-Bildern übrig. Eine Variante ist, das projizierte FO (FO_p) ohne jegliche Korrektur dem tatsächlichen FO gleichzusetzen. Aufgrund der Unterschätzung der Messgröße scheidet auch diese Möglichkeit aus [112][114][126]. Eine weitere nicht zielführende Methode ist die Rotationskorrektur anhand der rotationsbedingten Längenveränderung der Schenkelhalschraube. Da sich auch die Länge dieser SHS bei Rotation im Hüftgelenk ändert, wurde eine Korrelation zwischen dem Verhältnis der Längenveränderung der SHS und der wahren SHS, sowie zwischen wahren und projiziertem FO angenommen [145]. Anhand dieser Methode konnte das tatsächliche FO jedoch nicht in ausreichender Genauigkeit bestimmt werden [114]. Vor allem bei stärkerer Hüftrotation nahm die Genauigkeit des bestimmten FO ab, was u.a. darauf zurückzuführen sein könnte, dass eine exakte Messung der Länge der dreidimensionalen

SHS durch Überlagerung der Schraubenenden bei einer Rotation in der Hüfte erschwert wird [114]. Um der Berücksichtigung einer etwaigen Hüftrotation bzw. Anteversion Rechnung zu tragen, wurde sich bei dieser Doktorarbeit für die bereits beschriebene mathematische Rotationskorrektur mithilfe der Tangens-Funktion von Lechler et al. entschieden, da für diese Methode eine gute Bestimmung des tatsächlichen FO mithilfe des FO_p , sowie eines Kalibrierungs- (CF) und eines Rotations-Korrektur-Faktors (RCF) beschrieben wurde [114]. Mit der Verwendung der Tangens-Funktion schuf diese Methode eine neue Sichtweise auf das Verhältnis bzw. das Zusammenspiel von Hüftrotation und dem FO_p , welches bis heute nicht vollständig verstanden ist [114]. Auch durch diese Formel können nicht alle Aspekte der Veränderung des FO auf Standard-a.p.-Röntgenaufnahmen, wie beispielsweise die zunehmende Hüftflexion bei übermäßiger Hüftrotation, berücksichtigt werden [114]. Diese würde in der Folge zur Überschätzung des RCF führen, weshalb die Formel bei Hüftrotationen über 45° nicht empfohlen wird [114]. Eine ungenaue Messung der benötigten röntgenologischen Parameter durch Überlagerungen in der Röntgenprojektion (s. oben), wie dies bei Paul et al. der Fall gewesen ist [114][145], ist bei dieser Methode allerdings nicht zu erwarten, da die gemessenen Parameter Winkel, und somit unabhängig von der Dicke der begrenzenden Implantate, sind. Durch die anschließende Validierung mittels des diagnostischen Goldstandards zur Bestimmung des wahren FO (CT), konnte letztendlich eine Aussagekraft dieser neuen Methode nachgewiesen werden, die der Methode zur Rotationskorrektur von Paul et al. deutlich überlegen war [114][145]. Hauptbestandteil der in dieser Doktorarbeit verwendeten Methode ist der bereits genannte Rotations-Korrektur-Faktor, der auf der Tangens-Funktion basiert: $RCF = \tan(\gamma_I)/\tan(\gamma_P)$ [114]. Diese Formel ist nach der Implantation eines Marknagels immer anwendbar, da sowohl der tatsächliche CCD-Winkel des Implantats (CCD_I) als somit auch der davon abhängige γ -Winkel ($\gamma_I = 180^\circ - CCD_I$) durch den Hersteller des Marknagels definiert und bekannt sind [114]. Anhand der Tangens-Funktion kann nun mithilfe des tatsächlichen γ -Winkels (γ_I) und dem im Röntgenbild gemessenen, projizierten γ -Winkel (γ_P) der RCF berechnet werden [114]. Anschließend wird, um das FO_{RC} zu berechnen, der RCF mit dem auf der Röntgenaufnahme gemessenen, projizierten FO (FO_p) und dem Kalibrierungsfaktor (CF) multipliziert [114]. Letzterer berücksichtigt den Maßstab des Röntgenbilds und kann ebenfalls immer nach Implantation eines Marknagels bestimmt werden, da der Durchmesser des runden und somit rotationsunabhängigen proximalen Kopfteils des Marknagels ebenfalls durch den Hersteller definiert ist [114]. Der CF wird durch das Verhältnis des wahren Durchmessers des Nagelkopfes zum projizierten Nagelkopfdurchmesser berechnet: $CF = CRD_I/CRD_P$ [114]. Zusammenfassend lässt sich das rotationskorrigierte FO (FO_{RC}) also durch die folgende Formel berechnen:

$FO_{RC} = FO_p * RCF * CF$ [114]. Sie berücksichtigt, dass bei vermehrter Hüftrotation die CCD_p -Winkel größer bzw. die γ_p -Winkel kleiner und somit auch die FO_p kleiner werden, wodurch eine präzise Bestimmung des tatsächlichen FO gewährleistet ist [114].

Überraschenderweise konnten in dieser Doktorarbeit Trends erarbeitet werden, die den bisherigen wissenschaftlichen Erkenntnissen aus der Endoprothetik entgegenstehen. So wiesen die Ergebnisse dieser Arbeit auf einen, nach der univariaten Analyse, statistisch signifikanten, negativen Zusammenhang zwischen der Größe des postoperativen FO und einem guten klinischen Ergebnis 6 bzw. 12 Monate nach der Operation hin [113]. Diese Tendenz fiel in größerem Ausmaß auch für das relative FO auf, war aber weder für dieses, noch für das rotationskorrigierte FO, nach Berücksichtigung etwaiger *confounder*, von statistischer Signifikanz [113]. Da diese Studie keinen Aufschluss über die Kausalität dieses Trends gibt, können diesbezüglich nur Erklärungsversuche angestellt werden. Diese sollten in weiteren Untersuchungen ggf. genauer beleuchtet werden. Interessant ist jedenfalls, dass auch eine neue Studie zur totalen Endoprothetik ähnliche Ergebnisse hervorbrachte. Somit konnten im Rahmen ebendieser Studie mittels des WOMAC (*Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index*) eine positive Korrelation zwischen der Länge des FO und der postoperativen Schmerzintensität nachgewiesen werden [115]. Demzufolge bedeutet ein kleines FO weniger Schmerz. Bei näherer Betrachtung beschrieb auch eine vorausgehende Studie, dass ein geringeres FO mit einer positiveren Schmerzentwicklung im postoperativen Verlauf, verglichen mit größeren FO, assoziiert war [31][115]. Ob ein vergrößertes FO hingegen vermehrt Schmerzen verursacht ist umstritten [31][91]. Eine ähnliche Korrelation zwischen der Länge des FO und dem klinischen Ergebnis, in diesem Fall der postoperativen Gelenksteifigkeit und Hüftbeweglichkeit, konnten jedoch nicht gefunden werden [115]. Die auffällige Tendenz eines großen FO zu vermehrter Steifigkeit und geringerem Bewegungsausmaß der Hüfte 2 Jahre nach der Operation waren statistisch nicht signifikant [115]. Dennoch empfahlen die Autoren, aus Sicht des Schmerzmanagements, auf ein zu großes postoperatives FO zu verzichten [115]. Als mögliche Gründe für das geringere Schmerzempfinden bei kleinerem FO wurden u.a. eine geringere Dehnung des Weichgewebes bzw. der Hüftabduktoren aufgeführt [115], die in anderen Studien beschrieben wurde [31][124]. Ein großes FO, und somit einer längerer Hebelarm der Hüftabduktoren, könnte diese Muskelgruppe oder auch den Tractus iliotibialis vermehrt dehnen bzw. vorspannen, was möglicherweise zu einer Schmerzverstärkung führen könnte [31]. Als weitere mögliche Ursache wurden verstärkte Beugemomente und somit eine erhöhte Belastung an der Knochen-Implantat-Grenze genannt [91]. Denkbar ist nun, dass ein durch eine verminderte Abduktorendehnung verursachtes geringeres Schmerzerleben eine verbesserte Hüftfunktion nach intramedullärer Marknagelung trochantärer

Femurfrakturen ermöglicht. Da das Schmerzerleben im Verlauf geringer ist, könnte die Hüfte schneller und umfangreicher belastet werden, woraufhin sich die Muskulatur, der Bandapparat und weitere Parameter von biomechanischer Bedeutung besser an die neuen postoperativen, anatomischen Gegebenheiten des operierten Hüftgelenks gewöhnen und anpassen könnten. Folglich könnte der Patient das operierte Gelenk schneller beüben und somit ein besseres klinisches Ergebnis erreichen. Außerdem denkbar ist der positive Einfluss einer Valgisierung des operierten Hüftgelenkes, da ein geringeres FO, zumindest bei gleichbleibender Länge des Schenkelhalses, auch mit einer Valgusstellung assoziiert ist [113]. Die Vorteile dieser anatomischen Variante sind wie bereits besprochen eine Impaktion der Fraktur [19] und somit eine bessere Kompression der Frakturrenden, sowie geringere Scherkräfte, die auf diesen fragilen Bereich einwirken und somit einer postoperativen Dislokation des Frakturspalts vorbeugen können. Auch gibt es Daten, die einen positiven Trend bezüglich der Vermeidung eines *cutting out* der SHS durch Valgisierung im Hüftgelenk nahelegen [2]. Außerdem birgt eine Fixierung von intertrochantären Femurfrakturen in Valgusstellung Vorteile bei der Stabilisierung und Behandlung von Pseudarthrosen [43]. Demgegenüber wurde für eine Varusstellung des Implantats eine schlechtere Frakturheilung nachgewiesen [104]. Außerdem ist durch die postoperative Belastung des Implantats eine v.a. in den ersten Wochen bis Monaten zunehmende Varisierung zu erwarten [138]. Demzufolge könnte ein von vornherein durch die Operation vermindertes FO eine Valgusstellung der Fraktur bewirken, was sich wiederum positiv auf die Stabilität der Fraktur, den Heilungsprozess und somit letztendlich auch auf das klinische Ergebnis auswirken kann. Denn so könnte, analog zum Prinzip der verminderten Schmerzbelastung die *compliance* des Patienten bezüglich der postoperativen Physiotherapie und Bewegung gesteigert und eine schnellere und sicherere Belastung des Gelenkes ermöglicht werden, was auf Dauer eine bessere Hüftbeweglichkeit mit sich bringt.

Schlussendlich muss jedoch betont werden, dass die Ergebnisse dieser Arbeit im Rahmen der univariaten Analyse statistische Signifikanz erreichten, was in Bezug auf die starke Ausprägung der Störfaktoren des untersuchten Patientenkollektivs kaum zu erwarten war. Ausnahmen bildeten die Korrelation jeweils von FO_{RC} und FO_{RL} mit dem HHS, der 6 Monate nach dem Operationstermin erhoben worden war, sowie die Korrelation des FO_{RC} mit dem BI zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung nach 12 Monaten [113]. Für diese Zusammenhänge konnte nämlich keine Signifikanz nachgewiesen werden [113]. Nach Berücksichtigung der *confounder* Geschlecht, Alter, ASA-Score, MMST zum Aufnahmezeitpunkt und dem präoperativen BI mittels multivariater Analyse konnte darüber hinaus weder für das FO_{RC} noch für das FO_{RL} in Bezug auf die funktionellen Tests ein statistisch signifikanter Zusammenhang belegt werden [113]. Nichtsdestotrotz

zeigt diese Arbeit den Trend an, dass sich ein vermindertes postoperatives FO positiv auf das klinische Ergebnis des Patienten auswirken kann. Somit unterstreicht diese Arbeit die Wichtigkeit einer optimierten anatomischen Rekonstruktion der trochantären Femurfraktur mittels Marknagelung. Anhand weiterer Untersuchungen sollte jedoch erprobt werden, inwieweit sich die Ergebnisse dieser Studie bestätigen und statistisch untermauern lassen.

Diese Arbeit hat einige Einschränkungen, die durch das Studiendesign bedingt sind. Zu nennen ist vornehmlich die Schwierigkeit der Evaluation des klinischen Ergebnisses des untersuchten Patientenguts. So gibt es keinen wissenschaftlich validierten Test zur Überprüfung der Hüftfunktion für Patienten mit per-, inter- oder subtrocantärer Fraktur; noch dazu ist die Interpretation der Ergebnisse sehr variabel [88]. Deshalb wird eine Kombination von Tests mit unterschiedlichen Testqualitäten, wie dem HHS und dem BI, empfohlen [88]. Diese wurden zwar ursprünglich für andere Fragestellungen entwickelt, sind aber mittlerweile gut im klinischen Alltag etabliert. Schwierigkeiten bei der tatsächlichen Eruiierung des klinischen Ergebnisses ergeben sich auch durch den Einfluss von Störfaktoren, wie den Comorbiditäten. Dass diese bei der älteren, oft multimorbiden Patientengruppe der trochantären Femurfraktur ein ernstzunehmendes Problem darstellen und nicht nur die Qualität des HHS oder Barthel-Index, sondern weiterer Parameter wie ASA-Score und MMST negativ beeinflussen, liegt auf der Hand. Die Schwächen des HHS sind insbesondere seine nicht-nachgewiesene Validität für das Patientenkollektiv der proximalen Femurfrakturen [88] und seine eingeschränkte Interpretationsfähigkeit durch den *Ceiling-Effekt* [186]. Auch der BI ist durch eine eingeschränkte Validität für diese Zielgruppe gekennzeichnet, bietet aber den Vorteil, dass er extrem weit verbreitet ist und somit klinisch sehr etabliert ist [88]. Allerdings ist er anfällig für Störfaktoren und hat eine dem HHS unterlegene Genauigkeit, wenn es darum geht zwischen Patienten mit Komplikationen und einer Kontrollgruppe zu unterscheiden [59][88]. Zudem ist für den BI ebenfalls eine eingeschränkte Interpretierbarkeit aufgrund des *Ceiling-Effekts* beschrieben [59]. Auch die Verlaufsbeurteilung dieses Patientenkollektivs gestaltet sich aufgrund der vielen Nebenerkrankungen u.U. schwierig. So sind viele Patienten *non-compliant*. Außerdem ist mit dem hohen durchschnittlichen Patientenalter und zahlreichen Comorbiditäten schlichtweg auch stets eine erhöhte *drop-out-Rate* im Verlauf aufgrund von Immobilität und Todesfällen verbunden, wodurch die Aussagekraft der durch die Nachuntersuchungen ermittelten Ergebnisse herabgesetzt wird. Als weiterer wichtiger Nachteil dieser Arbeit muss angesehen werden, dass das ursprüngliche *femorale offset* des frakturierten Femur und damit der Ausgangswert für die weiteren Untersuchungen mithilfe der hier verwendeten Methode nicht bestimmt werden konnte [113]. Dazu waren die präoperativen Bilder zumeist Becken-a.p.-Aufnahmen, auf denen

das FO aufgrund von Hüftrotation und der relativ weiten Entfernung des Hüftzentrums vom Zentrum des eingesetzten Röntgenstrahls ohnehin nicht so exakt wie auf einer Hüfte-a.p.-Aufnahme zu bestimmen gewesen wäre. Auch ein Vergleich des FO mit der Gegenseite, wenn man diese als das ursprüngliche FO annimmt, ist nicht unbedingt erfolgsversprechend, da Unterschiede durchaus vorkommen können [105].

Diese Arbeit ist bislang die Einzige, die einen möglichen Einfluss des *femoralen offset* auf das funktionelle Ergebnis nach intramedullärer Marknagelversorgung einer trochantären Femurfraktur untersucht hat. Die größte Stärke dieser Arbeit ist wohl die Untersuchung eines mit 188 Patienten großen Kollektivs, durch das eine ausreichend große Aussagekraft der Untersuchungen erreicht werden konnte [113]. Hinzu kommt, dass die Anzahl der Patienten, die im Verlauf der klinischen Nachuntersuchungen verloren gingen, in Bezug auf die bereits aufgeführte Problematik der Comorbiditäten und des Alters dieser spezifischen Patientengruppe, gering war [113]. Um die zuvor beschriebene Limitierung der Tests zur Evaluation des klinischen Ergebnisses abzuschwächen, wurden im Rahmen dieser Arbeit mit dem Harris Hip Score, zur hüftspezifischen Beurteilung der Beweglichkeit, und dem Barthel-Index, zur Evaluation der allgemeinen Aktivitäten im Alltag, zwei Tests unterschiedlicher Kategorien, nämlich der ADL und eines hüftspezifischen Scores, verwendet. Um den individuellen Gegebenheiten der Hüftanatomie Rechnung zu tragen wurde ein relatives FO berechnet, das sich aus dem Quotienten von rotationskorrigiertem FO und kalibriertem HD zusammensetzt (s. auch »4.3. Mathematische Methodik«). Auch die geringe Standardabweichung, die mit der Messmethode der Rotationskorrektur assoziiert war, unterstützt den nachgewiesenen Trend bezüglich der negativen Korrelation. Des Weiteren war die Durchführung des Untersuchungsprotokolls speziell an diese Zielgruppe angepasst und, ebenso wie die verwendeten Tests selbst, standardisiert und klinisch erprobt [113].

7.1. Zusammenfassung

Die proximale Femurfraktur tritt hierzulande insbesondere bei älteren Patienten auf [68][96][160]. Die trochantären Frakturen, die in dieser Doktorarbeit untersucht wurden, stellen hierbei den häufigsten Subtyp dar [32]. Auch im Hinblick auf den demographischen Wandel wird die Bedeutung des hier untersuchten Frakturtyps immer mehr ansteigen [68][160][191]. Meist sind Niedrigenergie-Traumata die Ursache für eine solche Fraktur [189]. Therapien der Wahl stellen die Osteosyntheseverfahren wie die dynamische Hüftschraube (DHS) und die intramedulläre Marknagelung dar [7][85]. Im Gegensatz zur traditionellen Bewertung des Behandlungsergebnisses, die sich vornehmlich an der operationsbedingten Mortalität orientierte [88], rückt heutzutage vermehrt das Interesse an einem möglichst optimalen und den Patienten zufriedenstellenden klinischen Ergebnis in das Zentrum der Forschung [88][113]. Im Rahmen der Therapie von Hüftgelenkserkrankungen mittels Endoprothetik gibt es zahlreiche Studien und Übersichtsarbeiten, die eine postoperative Funktionalität dieses Gelenks untersucht haben [107][139][165][194]. Für die intramedulläre Nagelung trochantärer Femurfrakturen ist dies hingegen nicht der Fall. Da durch Ergebnisse aus dem Bereich des Gelenkersatzes die Wichtigkeit der ordnungsgemäßen Wiederherstellung der anatomischen Größen deklariert wird [26][112][120], wurden diese im Rahmen dieser Doktorarbeit genauer beleuchtet. Die Bedeutung des FO für die endoprothetische Versorgung wurde ausführlich untersucht [31][112][123][124]. Da die Bedeutung dieses anatomischen Parameters für die Versorgung mittels intramedullärer Marknagelung jedoch noch unklar ist, wurde in dieser Arbeit das Hauptaugenmerk auf dessen Untersuchung gelegt. Zu diesem Zweck wurden deshalb 188 Patienten, die eine per-, inter- oder subtrochantäre Femurfraktur erlitten hatten und daraufhin mit einem intramedullären Marknagel therapiert worden waren, radiologisch untersucht und mit deren bereits im Rahmen der RePrOF-Studie erhobenem klinischen Ergebnis korreliert [29]. Da die exakte Bestimmung des FO auf den standardmäßig verwendeten Röntgenbildern zum Teil stark eingeschränkt ist [114][126], wurde zur korrekten Messung dieses Parameters eine Formel zur Rotationskorrektur verwendet [113][114]. Bei der Auswertung der Ergebnisse trat eine inverse Korrelation zwischen, sowohl dem rotationskorrigierten als auch dem spezifischeren relativen, FO und den primären (Harris Hip Score) und sekundären (Barthel-Index) Messinstrumenten zur Überprüfung der Hüftfunktionalität zutage [113]. Dies legt folglich eine verbesserte Beweglichkeit des Hüftgelenks bei vermindertem FO nahe. Diese erarbeitete Tendenz ist überraschenderweise gegensätzlich zu den bisher publizierten Ergebnissen aus der Endoprothetik [123][124], auch wenn eine neue Publikation dieses Spektrums aus dem Jahr 2014 eine ähnliche Beziehung, allerdings bezogen auf das FO und das

Schmerzempfinden und nicht auf den Bewegungsumfang der Hüfte, beschrieben hat [115]. So war ein geringes FO mit einer geringeren Schmerzintensität assoziiert, wohingegen keine Aussage über eine Auswirkung des FO auf die Hüftbeweglichkeit getroffen werden konnte [115]. Zu beachten ist allerdings, dass die Ergebnisse dieser Doktorarbeit nur im Rahmen der univariaten Analyse eine statistische Signifikanz erreichten [113]. Nach Berücksichtigung der untersuchten möglichen *confounder* zeigten sich keine statistisch signifikanten Zusammenhänge zwischen dem *femoralen offset* und dem postoperativen klinischen Ergebnis [113]. Aus diesem Grunde sollten weitere wissenschaftliche Arbeiten explizit den Zusammenhang dieser beiden Größen untersuchen. Erst dann können definitive Aussagen über den Einfluss des FO auf das klinische Ergebnis nach intramedullärer Nagelung trochantärer Femurfrakturen getroffen werden. Nichtsdestotrotz zeigt diese Arbeit den Trend an, dass sich ein vermindertes postoperatives FO positiv auf das klinische Ergebnis des Patienten auswirken kann.

7.2. Summary

Proximal femoral fractures are a very common injury in Europeans, especially in the elderly [68][96][160]. Trochanteric fractures that were investigated in this study are the most common subtype of this group [32]. Also, keeping the demographic changes in mind, the importance of the before mentioned fractures is going to increase drastically in the near future [68][160][191]. Mostly these fractures are caused by trivial traumas [189]. First choice therapy strategies include osteosynthetic procedures like dynamic hip screws (DHS) and intramedullary nailing. In contrary to the traditional assessment of a treatment's success, which used to only consider postoperative mortality [88], the main focus of the evaluation of treatment results nowadays is on the most optimal and satisfying clinical outcome for the patient, which puts it now in the centre of modern research [88][113]. Postoperative functionality of the hip joint was assessed by many studies and reviews evaluating the treatment of diseases of the hip using total hip arthroplasty [107][139][165][194]. So far there has not been a comparable amount of studies investigating the effects of treating trochanteric femoral fractures with intramedullary nailing. As earlier findings in the field of total hip arthroplasty underlined the immense importance of a correct anatomical reconstruction of the operated area [26][112][120], this study was set up to proof and reassess those findings for an alternative operative strategy. The meaning of the femoral offset (FO) in total hip arthroplasty has been deeply investigated [31][112][123][124], which is why it was chosen to be the main parameter in this study. Hence 188 patients, who suffered either a peri, inter- or subtrochanteric fracture of the femur and were treated with intramedullary nailing, were radiologically analysed. Additionally the results were correlated with those of a clinical examination that was valuated during an earlier study (RePrOF) [29]. To account for hip rotation in the assessment of the FO on a.p.-radiographs [114][126], a mathematical method was chosen to allow for the rotation correction, to guarantee an optimal measurement of this radiological parameter [113][114]. Looking at the results, an inverse correlation of the FO (rotation-corrected and relative FO alike) und both the primary and secondary outcome parameters Harris Hip Score (HHS) and Barthel-Index (BI) was found [113]. In conclusion these findings suggest that a smaller FO is associated with an improved function of the hip joint. Surprisingly this is exactly the opposite of the results found in total hip arthroplasty researches [123][124], even though a more current study in this field of the year of 2014 discovered a similar relationship. So Liebs et al. described the association of a lower FO and a decreased pain level in patients treated with total hip arthroplasty, whereas a similar result concerning the function of the hip could not be found [115]. It has to be taken into account that the results of this dissertation were statistically significant in the univariate analysis only [113]. After consideration of

possible confounders using a multivariate analysis this significance could not be confirmed [113]. Thus the association of the FO with the postoperative function of the hip joint should be evaluated and proofed by further research. Only by more investigation a definite statement concerning the influence of the postoperative FO on the functional outcome after intramedullary nailing of trochanteric femoral fractures could possibly be made. Nevertheless does this dissertation show the trend that a smaller postoperative femoral offset may have a positive effect on the patient's clinical outcome.

8. Literaturverzeichnis

- [1] American Society of Anesthesiologists (1963).
New Classification of Physical Status.
Anesthesiology. 1963;24:111.
- [2] Andruszkow H, Frink M, Frömke C, Matityahu A, Zeckey C, Mommsen P, Suntardjo S, Krettek C, Hildebrand F (2012).
Tip apex distance, hip screw placement, and neck shaft angle as potential risk factors for cut-out failure of hip screws after surgical treatment of intertrochanteric fractures.
Int Orthop. 2012 Nov;36(11):2347-54. doi: 10.1007/s00264-012-1636-0. Epub 2012 Aug 12.
- [3] Anglen JO, Weinstein JN (2008).
Nail or plate fixation of intertrochanteric hip fractures: changing pattern of practice. A review of the American Board of Orthopaedic Surgery Database.
J Bone Joint Surg Am. 2008 Apr;90(4):700-7. doi: 10.2106/JBJS.G.00517.
- [4] AO Foundation (2010). Proximal femur [online]. Verfügbar unter:
<https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=diagnosis&bone=Femur&segment=Proximal> [17.01.15]
- [5] Aplin S, Baines D, DE Lima J (2007).
Use of the ASA Physical Status Grading System in pediatric practice.
Paediatr Anaesth. 2007 Mar;17(3):216-22.
- [6] Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften.
S2-Leitlinie: AWMF online - Leitlinie Unfallchirurgie: Implantatentfernung.
30.06.2013 [gültig bis 30.06.2018; zitiert am 22.12.2014]. URL:
http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/012-0041_S1_Implantatentfernung_2013-06.pdf
- [7] Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften.
S2-Leitlinie: AWMF online - Leitlinie Unfallchirurgie: Pertrochantäre Oberschenkelfraktur. 01.05.2008 [gültig bis 31.05.2013; zitiert am 07.03.2014].
URL: http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/012-0021_S2_Petrochantaere_Oberschenkelfraktur_abgelaufen.pdf

- [8] Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften. S2e-Leitlinie: AWMF online - Leitlinie Unfallchirurgie: Schenkelhalsfraktur des Erwachsenen. 01.05.2008 [gültig bis 31.05.2013; zitiert am 07.03.2014]. URL: http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/012-0011_S2e_Schenkelhalsfraktur_des_Erwachsenen_abgelaufen.pdf
- [9] ASA-Score (2011). ASA-Score [online]. Verfügbar unter: <http://www.anaesthesiebuch.at/praeoperativ/41-risikoevaluierung/107-asascore.html> [10.11.14]
- [10] Asayama I, Naito M, Fujisawa M, Kambe T (2002). Relationship between radiographic measurements of reconstructed hip joint position and the Trendelenburg sign. *J Arthroplasty*. 2002 Sep;17(6):747-51.
- [11] Bandapparat des Hüftgelenks: Ernährung des Femurkopfes. In: Schünke, Michael et al., PROMETHEUS - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 2. Auflage 2007, Stuttgart - New York, Georg Thieme Verlag, S. 424-425
- [12] Bandapparat des Hüftgelenks: Stabilisierung des Femurkopfes. In: Schünke, Michael et al., PROMETHEUS - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 2. Auflage 2007, Stuttgart - New York, Georg Thieme Verlag, S. 422-423
- [13] Barbeito A, Muir HA, Gan TJ, Reynolds JD, Spahn T, White WD, Panni MK, Schultz JR (2006). Use of a modifier reduces inconsistency in the American Society of Anesthesiologists Physical Status Classification in parturients. *Anesth Analg*. 2006 Apr;102(4):1231-3.
- [14] Bardakos NV, Villar RN (2009). The ligamentum teres of the adult hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2009 Jan;91(1):8-15. doi: 10.1302/0301-620X.91B1.21421.

- [15] Barton TM, Gleeson R, Topliss C, Greenwood R, Harries WJ, Chesser TJ (2010).
A comparison of the long gamma nail with the sliding hip screw for the treatment
of AO/OTA 31-A2 fractures of the proximal part of the femur: a prospective
randomized trial.
J Bone Joint Surg Am. 2010 Apr;92(4):792-8. doi: 10.2106/JBJS.I.00508.
- [16] Bartonicek J (2002).
Internal architecture of the proximal femur--Adam's or Adams' arch? Historical
mystery.
Arch Orthop Trauma Surg. 2002 Dec;122(9-10):551-3. Epub 2002 Oct 17.
- [17] Basso T, Klaksvik J, Syversen U, Foss OA (2012).
Biomechanical femoral neck fracture experiments--a narrative review.
Injury. 2012 Oct;43(10):1633-9. doi: 10.1016/j.injury.2012.03.032. Epub 2012
Apr 26.
- [18] Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM (1998).
Intramedullary versus extramedullary fixation for the treatment of
intertrochanteric hip fractures.
Clin Orthop Relat Res. 1998 Mar;(348):87-94.
- [19] Bentley G (1980).
Treatment of nondisplaced fractures of the femoral neck.
Clin Orthop Relat Res. 1980 Oct;(152):93-101.
- [20] Bewegungen und Biomechanik des Hüftgelenks. In: Schünke, Michael et al.,
PROMETHEUS - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 2. Auflage
2007, Stuttgart - New York, Georg Thieme Verlag, S. 430
- [21] Biswas D, Bible JE, Bohan M, Simpson AK, Whang PG, Grauer JN (2009).
Radiation exposure from musculoskeletal computerized tomographic scans.
J Bone Joint Surg Am. 2009 Aug;91(8):1882-9. doi: 10.2106/JBJS.H.01199.

- [22] Bliemel C, Oberkircher L, Eschbach DA, Struwer J, Ruchholtz S, Buecking B (2013).
Surgical treatment of proximal femoral fractures--a training intervention?.
Z Orthop Unfall. 2013 Apr;151(2):180-8. doi: 10.1055/s-0032-1328395. Epub 2013 Apr 25.
- [23] Bojan AJ, Beimel C, Taglang G, Collin D, Ekholm C, Jönsson A (2013).
Critical factors in cut-out complication after Gamma Nail treatment of proximal femoral fractures.
BMC Musculoskelet Disord. 2013 Jan 2;14:1. doi: 10.1186/1471-2474-14-1.
- [24] Bonnaire F, Lein T, Bula P (2011).
Trochanteric femoral fractures: anatomy, biomechanics and choice of implants.
Unfallchirurg. 2011 Jun;114(6):491-500. doi: 10.1007/s00113-011-1973-2.
- [25] Bonnaire F, Zenker H, Lill C, Weber AT, Linke B (2005).
Treatment strategies for proximal femur fractures in osteoporotic patients.
Osteoporos Int. 2005 Mar;16 Suppl 2:S93-S102. Epub 2004 Oct 16.
- [26] Bourne RB, Rorabeck CH (2002).
Soft tissue balancing: the hip.
J Arthroplasty. 2002 Jun;17(4 Suppl 1):17-22.
- [27] Brook OR, Gourtsoyianni S, Brook A, Mahadevan A, Wilcox C, Raptopoulos V (2012).
Spectral CT with metal artifacts reduction software for improvement of tumor visibility in the vicinity of gold fiducial markers.
Radiology. 2012 Jun;263(3):696-705. doi: 10.1148/radiol.12111170. Epub 2012 Mar 13.
- [28] Burgers PT, van Lieshout EM, Verhelst J, Dawson I, de Rijcke PA (2013).
Implementing a clinical pathway for hip fractures; effects on hospital length of stay and complication rates in five hundred and twenty six patients.
Int Orthop. 2014 May;38(5):1045-50. doi: 10.1007/s00264-013-2218-5. Epub 2013 Dec 12.

- [29] Bücking B, Struwer J, Balzer-Geldsetzer M, Dodel R, Ruchholtz S (2010).
Rehabilitation nach proximaler Oberschenkelfraktur (RePrOF) Der Einfluss des physischen und kognitiven Eintrittsstatus geriatrischer Patienten auf die Weiterbehandlung nach proximalen Femurfrakturen. In: Der Unfallchirurg, Band 113 Supplement 1, S. 32
- [30] Carey MS, Victory R, Stitt L, Tsang N (2006).
Factors that influence length of stay for in-patient gynaecology surgery: is the Case Mix Group (CMG) or type of procedure more important?
J Obstet Gynaecol Can. 2006 Feb;28(2):149-55.
- [31] Cassidy KA, Noticewala MS, Macaulay W, Lee JH, Geller JA (2012).
Effect of Femoral Offset on Pain and Function After Total Hip Arthroplasty.
J Arthroplasty. 2012 Dec;27(10):1863-9. doi: 10.1016/j.arth.2012.05.001. Epub 2012 Jul 17.
- [32] Charles-Lozoya S, Treviño-Pérez J, Rangel-Flores JM (2013).
Clinico-epidemiological and therapeutic aspects of patients with hip fracture.
Acta Ortop Mex. 2013 Nov-Dec;27(6):375-9.
- [33] Chassard J, Lapiné C (1923).
Étude radiologique de l'arcade pubienne chez la femme enceinte.
J Radiol Electrol 7, 113
- [34] Chijiwa K, Yamaguchi K, Yamashita H, Ogawa Y, Yoshida J, Tanaka M (1996).
ASA physical status and age are not factors predicting morbidity, mortality, and survival after pancreatoduodenectomy.
Am Surg. 1996 Sep;62(9):701-5.
- [35] Collin C, Wade DT, Davies S, Horne V (1988).
The Barthel ADL Index: a reliability study.
Int Disabil Stud. 1988;10(2):61-3.

- [36] Cummings SR, Black DM, Nevitt MC, Browner WS, Cauley JA, Genant HK, Mascioli SR, Scott JC, Seeley DG, Steiger P, et al. (1990). Appendicular bone density and age predict hip fracture in women. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *JAMA*. 1990 Feb 2;263(5):665-8.
- [37] Daabiss M (2011). American Society of Anaesthesiologists physical status classification. *Indian J Anaesth*. 2011 Mar-Apr; 55(2): 111–115. doi: 10.4103/0019-5049.79879
- [38] Dargent-Molina P, Favier F, Grandjean H, Baudoin C, Schott AM, Hausherr E, Meunier PJ, Bréart G (1996). Fall-related factors and risk of hip fracture: the EPIDOS prospective study. *Lancet*. 1996 Jul 20;348(9021):145-9.
- [39] Davis TRC, Sher JL, Horsman A, Simpson M, Porter BB, Checketts RG (1990). Intertrochanteric femoral fractures: mechanical failure after internal fixation. *J Bone Joint Surg (Br)* 1990;72-B:26–31.
- [40] De Bruijn K, den Hartog D, Tuinebreijer W, Roukema G (2012). Reliability of predictors for screw cutout in intertrochanteric hip fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 2012;94:1266–1272. doi: 10.2106/JBJS.K.00357.
- [41] De Groot IB, Reijman M, Terwee CB, Bierma-Zeinstra S, Favejee MM, Roos E, Verhaar JA (2009). Validation of the Dutch version of the Hip disability and Osteoarthritis Outcome Score. *Osteoarthritis Cartilage*. 2007 Jan;15(1):104-9. Epub 2006 Aug 4.
- [42] Defèr A, Schober HC, Möhrke W, Abendroth K, Hofbauer LC (2014). Are there still east-to-west differences in the incidence of hip fractures in Germany? *Arch Osteoporos*. 2014 Dec;9(1):195. doi: 10.1007/s11657-014-0195-y. Epub 2014 Oct 17.

- [43] Dhammi I, Jain A, Singh A, Rehan-Ul-Haq, Mishra P, Jain S (2011).
Primary nonunion of intertrochanteric fractures of femur: An analysis of results of valgization and bone grafting.
Indian J Orthop. 2011 Nov;45(6):514-9. doi: 10.4103/0019-5413.87122.
- [44] Dick JP, Guiloff RJ, Stewart A, Blackstock J, Bielawska C, Paul EA, Marsden CD (1984).
Mini-mental state examination in neurological patients.
J Neurol Neurosurg Psychiatry. 1984 May;47(5):496-9.
- [45] Dripps RD, Lamont A, Eckenhoff JE (1961).
The role of anesthesia in surgical mortality.
JAMA. 1961;178:261-66.
- [46] Dy CJ, Schroder SJ, Thompson MT, Alexander JW, Noble PC (2012).
Etiology and severity of impingement injuries of the acetabular labrum: what is the role of femoral morphology?.
Orthopedics. 2012 Jun;35(6):e778-84. doi: 10.3928/01477447-20120525-12.
- [47] Ebene Trigonometrie. In: Dr. Engelmann, Lutz & Dr. habil. Fanghänel, Günter & Lenertat, Rudi & Dr. Liesenberg, Günter & Dr. habil. Stamm, Reinhard & Prof. Dr. habil. Weber, Karlheinz, Formeln und Tabellen für die Sekundarstufen I und II, 8. Auflage 2000, Berlin, Paetec Verlag, S. 35f
- [48] Eijer H, Myers SR, Ganz R (2001).
Anterior femoroacetabular impingement after femoral neck fractures.
J Orthop Trauma. 2001 Sep-Oct;15(7):475-81.
- [49] El-Haddawi F, Abu-Zidan FM, Jones W (2002).
Factors affecting surgical outcome in the elderly at Auckland Hospital.
ANZ J Surg. 2002 Aug;72(8):537-41.
- [50] Evans EM (1951).
Trochanteric fractures; a review of 110 cases treated by nail-plate fixation.J Bone
J Bone Joint Surg Br. 1951 May;33B(2):192-204.

- [51] Farahmand BY, Michaëlsson K, Ahlbom A, Ljunghall S, Baron JA (2005).
Survival after hip fracture.
Osteoporos Int. 2005 Dec;16(12):1583-90. Epub 2005 Oct 11.
- [52] Faulkner KG, Cummings SR, Black D, Palermo L, Glüer CC, Genant HK (1993).
Simple measurement of femoral geometry predicts hip fracture: the study of
osteoporotic fractures.
J Bone Miner Res. 1993 Oct;8(10):1211-7.
- [53] Faulkner KG, Wacker WK, Barden HS, Simonelli C, Burke PK, Ragi S, Del Rio
L (2006).
Femur strength index predicts hip fracture independent of bone density and hip
axis length.
Osteoporos Int. 2006;17(4):593-9. Epub 2005 Dec 31.
- [54] Fierens J, Broos PLO (2006).
Quality of life after hip fracture surgery in the elderly.
Acta chir belg, 2006, 106, 393-396
- [55] Figved W, Opland V, Frihagen F, Jervidalo T, Madsen JE, Nordsletten L (2009).
Cemented versus uncemented hemiarthroplasty for displaced femoral neck
fractures.
Clin Orthop Relat Res. 2009 Sep;467(9):2426-35. doi: 10.1007/s11999-008-
0672-y. Epub 2009 Jan 7.
- [56] Fitz-Henry J (2011).
The ASA classification and peri-operative risk.
Ann R Coll Surg Engl. 2011 Apr;93(3):185-7. doi: 10.1308/147870811X565070.
- [57] Florschütz AV, Langford JR, Haidukewych GJ, Koval KJ (2015).
Femoral neck fractures: Current management.
J Orthop Trauma. 2015 Jan 29. [Epub ahead of print]
- [58] Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR (1975).
"Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients
for the clinician.
J Psychiatr Res. 1975 Nov;12(3):189-98.

- [59] Frihagen F, Grotle M, Madsen JE, Wyller TB, Mowinckel P, Nordsletten L (2008).
Outcome after femoral neck fractures: a comparison of Harris Hip Score, Eq-5d and Barthel Index.
Injury. 2008 Oct;39(10):1147-56. doi: 10.1016/j.injury.2008.03.027. Epub 2008 Jul 25.
- [60] Fritsch H, Hegemann L (1991).
[Development of the ligamentum capitis femoris and the artery with the same name].
Z Orthop Ihre Grenzgeb. 1991 Sep-Oct;129(5):447-52.
- [61] Füchtmeier B, Hente R, Maghsudi M, Nerlich M (2001).
Reposition der Schenkelhalsfraktur des jüngeren Menschen. Valgus- oder anatomische Reposition?.
Unfallchirurg. 2001;104:1055–1060.
- [62] Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Nötzli H, Siebenrock KA (2003).
Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip.
Clin Orthop Relat Res. 2003 Dec;(417):112-20.
- [63] Garden RS (1961).
Low-angle fixation in fractures of the femoral neck.
J Bone Joint Surg [Br]. 1961;43-B:647-63.
- [64] Gardner E, Gray DJ (1950).
Prenatal development of the human hip joint.
Am J Anat. 1950 Sep;87(2):163-211.
- [65] GBE (2012). Pertrochantäre Femurfraktur [online]. Verfügbar unter:
https://www.gbe-bund.de/oowa921-install/servlet/oowa/aw92/WS0100/_XWD_FORMPROC?TARGET=&PAGE=_XWD_2&OPINDEX=3&HANDLER=_XWD_CUBE.SETPGS&DATACUBE=_XWD_30&D.001=1000001&D.946=17947 [22.01.15]

- [66] GBE (2012). Schenkelhalsfraktur [online]. Verfügbar unter: https://www.gbe-bund.de/oowa921-install/servlet/oowa/aw92/WS0100/_XWD_FORMPROC?TARGET=&PAGE=_XWD_2&OPINDEX=2&HANDLER=_XWD_CUBE.SETPGS&DATACUBE=_XWD_30&D.001=1000001&D.946=17946 [22.01.15]
- [67] GBE (2012). Subtrochantäre Femurfraktur [online]. Verfügbar unter: https://www.gbe-bund.de/oowa921-install/servlet/oowa/aw92/WS0100/_XWD_FORMPROC?TARGET=&PAGE=_XWD_2&OPINDEX=1&HANDLER=_XWD_CUBE.SETPGS&DATACUBE=_XWD_30&D.001=1000001&D.946=17948 [22.01.15]
- [68] Georgiannos D, Lampridis V, Bisbinas I (2014).
Complications following Treatment of Trochanteric Fractures with the Gamma3 Nail: Is the Latest Version of Gamma Nail Superior to Its Predecessor?
Surg Res Pract. 2014;2014:143598. doi: 10.1155/2014/143598. Epub 2014 Feb 6.
- [69] Gillespie LD, Gillespie WJ, Robertson MC, Lamb SE, Cumming RG, Rowe BH (2003).
Interventions for preventing falls in elderly people.
Cochrane Database Syst Rev. 2003;(4):CD000340.
- [70] Glossar zur Biostatistik (2014). Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman [online]. Verfügbar unter: http://medistat.de/statistikberatung-glossar-artikel.php?id=Rangkorrelationskoeffizient_nach_Spearman [24.11.14]
- [71] Gnudi S, Ripamonti C, Lisi L, Fini M, Giardino R, Giavaresi G (2002).
Proximal femur geometry to detect and distinguish femoral neck fractures from trochanteric fractures in postmenopausal women.
Osteoporos Int. 2002 Jan;13(1):69-73.
- [72] Golubović V, Golubović S (2002).
ASA score as prognostic criterion for incidence of postoperative complications after transhiatal esophagectomy.
Coll Antropol. 2002 Dec;26 Suppl:149-53.

- [73] Grisso JA, Kelsey JL, Strom BL, Chiu GY, Maislin G, O'Brien LA, Hoffman S, Kaplan F (1991).
Risk factors for falls as a cause of hip fracture in women. The Northeast Hip Fracture Study Group.
N Engl J Med. 1991 May 9;324(19):1326-31.
- [74] Grosflam JM, Wright EA, Cleary PD, Katz JN (1995).
Predictors of blood loss during total hip replacement surgery.
Arthritis Care Res. 1995 Sep;8(3):167-73.
- [75] Guo Y, Sun T, Wang X, Li S, Liu Z (2014).
Cognitive impairment and 1-year outcome in elderly patients with hip fracture.
Med Sci Monit. 2014 Oct 17;20:1963-8. doi: 10.12659/MSM.892304.
- [76] Güven M, Yavuz U, Kadioglu B, Akman B, Kilincoglu V, Ünay K, Altintas F (2010).
Importance of screw position in intertrochanteric femoral fractures treated by dynamic hip screw.
Orthop Traumatol Surg Res. 2010;96:21–27. doi: 10.1016/j.otsr.2009.10.008.
- [77] Hadji P, Klein S, Gothe H, Häussler B, Kless T, Schmidt T, Steinle T, Verheyen F, Linder R (2013).
The epidemiology of osteoporosis--Bone Evaluation Study (BEST): an analysis of routine health insurance data.
Dtsch Arztebl Int. 2013 Jan;110(4):52-7. doi: 10.3238/arztebl.2013.0052. Epub 2013 Jan 25.
- [78] Handoll HH, Parker MJ (2008).
Conservative versus operative treatment for hip fractures in adults.
Cochrane Database Syst Rev. 2008 Jul 16;(3):CD000337. doi: 10.1002/14651858.CD000337.pub2.
- [79] Harris WH (1969).
Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation.
J Bone Joint Surg Am. 1969 Jun;51(4):737-55.

- [80] Hartel M, Arndt M, Eulenburg CZ, Petersen JP, Rueger JM, Hoffmann M (2014). Restoration of hip architecture with bipolar hemiarthroplasty in the elderly: does it affect early functional outcome? Arch Orthop Trauma Surg. 2014 Jan;134(1):31-8. doi: 10.1007/s00402-013-1878-3. Epub 2013 Nov 8.
- [81] Haverkamp D, Sierevelt IN, van den Bekerom MP, Poolman RW, van Dijk CN, Marti RK (2008). The validity of patient satisfaction as single question in outcome measurement of total hip arthroplasty. J Long Term Eff Med Implants. 2008;18(2):145-50.
- [82] Herman A, Landau Y, Gutman G, Ougortsin V, Chechick A, Shazar N (2011). Radiological evaluation of intertrochanteric fracture fixation by the proximal femoral nail. Injury. 2011;43:856–863.
- [83] Higashizawa T, Koga Y (2006). Modified ASA Physical Status (7 grades) May Be More Practical In Recent Use For Preoperative Risk Assessment. The Internet Journal of Anesthesiology. 2006 Volume 15 Number 1.
- [84] Hochberg MC, Williamson J, Skinner EA, Guralnik J, Kasper JD, Fried LP (1998). The prevalence and impact of self-reported hip fracture in elderly community-dwelling women: the Women's Health and Aging Study. Osteoporos Int. 1998;8(4):385-9.
- [85] Hoffmann R, Schmidmaier G, Schulz R, Schütz M, Südkamp NP (1999). [Classic nail versus DHS. A prospective randomised study of fixation of trochanteric femur fractures]. Unfallchirurg. 1999 Mar;102(3):182-90.
- [86] Hsueh IP, Lee MM, Hsieh CL (2001). Psychometric characteristics of the Barthel activities of daily living index in stroke patients. J Formos Med Assoc. 2001 Aug;100(8):526-32.

- [87] Hsueh KK, Fang CK, Chen CM, Su YP, Wu HF, Chiu FY (2010).
Risk factors in cutout of sliding hip screw in intertrochanteric fractures: an evaluation of 937 patients.
Int Orthop. 2010;34:1273–1276. doi: 10.1007/s00264-009-0866-2.
- [88] Hutchings L, Fox R, Chesser T (2011).
Proximal femoral fractures in the elderly: how are we measuring outcome?
Injury. 2011 Nov;42(11):1205-13. doi: 10.1016/j.injury.2010.12.016. Epub 2011 Jan 12.
- [89] Hüftgelenk: artikulierende Knochen. In: Schünke, Michael et al.,
PROMETHEUS - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 2. Auflage
2007, Stuttgart - New York, Georg Thieme Verlag, S. 420-421
- [90] ICD-Code (2014). ICD-10 [online]. Verfügbar unter: <http://www.icd-code.de/icd/code/S72.-.html> [06.02.15]
- [91] Incavo SJ, Havener T, Benson E, McGrory BJ, Coughlin KM, Beynon BD (2004).
Efforts to improve cementless femoral stems in THR: 2- to 5-year follow-up of a high-offset femoral stem with distal stem modification (Secur-Fit Plus).
J Arthroplasty. 2004 Jan;19(1):61-7.
- [92] Iolascon G, Gravina P, Luciano F, Palladino C, Gimigliano F (2013).
Characteristics and circumstances of falls in hip fractures.
Aging Clin Exp Res. 2013 Oct;25 Suppl 1:133-5. doi: 10.1007/s40520-013-0115-9. Epub 2013 Sep 18.
- [93] Ito K, Minka MA 2nd, Leunig M, Werlen S, Ganz R (2001).
Femoroacetabular impingement and the cam-effect. A MRI-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset.
J Bone Joint Surg Br. 2001 Mar;83(2):171-6.
- [94] Jensen JS (1980).
Classification Of Trochanteric Fractures
Acta Orthop Scand. 1980 Oct;51(5):803-10.

- [95] Kadar T, Furnes O, Aamodt A, Indrekvam K, Havelin LI, Haugan K, Espehaug B, Hallan G (2012).
The influence of acetabular inclination angle on the penetration of polyethylene and migration of the acetabular component: a prospective, radiostereometric study on cemented acetabular components.
J Bone Joint Surg Br. 2012 Mar;94(3):302-7. doi: 10.1302/0301-620X.94B3.27460.
- [96] Kanis JA, Oden A, Johnell O, Jonsson B, de Laet C, Dawson A (2001).
The burden of osteoporotic fractures: a method for setting intervention thresholds.
Osteoporos Int. 2001;12(5):417-27.
- [97] Kavanagh BF, Fitzgerald RH Jr (1985).
Clinical and roentgenographic assessment of total hip arthroplasty. A new hip score.
Clin Orthop Relat Res. 1985 Mar;(193):133-40.
- [98] Kawaguchi S, Sawada K, Nabata Y (1998).
Cutting-out of the lag screw after internal fixation with the Asiatic gamma nail.
Injury. 1998;29(1):47-53. doi: 10.1016/S0020-1383(97)00158-7.
- [99] Kay RM, Jaki KA, Skaggs DL (2000).
The effect of femoral rotation on the projected femoral neck-shaft angle.
J Pediatr Orthop. 2000 Nov-Dec;20(6):736-9.
- [100] Kim SD, Park SJ, Lee DH, Jee DL (2013).
Risk factors of morbidity and mortality following hip fracture surgery.
Korean J Anesthesiol. 2013 Jun;64(6):505-10. doi: 10.4097/kjae.2013.64.6.505.
Epub 2013 Jun 24.
- [101] Kim YP, Kim S, Joh JY, Hwang HS (2014).
Effect of interaction between dynapenic component of the European working group on sarcopenia in older people sarcopenia criteria and obesity on activities of daily living in the elderly.
J Am Med Dir Assoc. 2014 May;15(5):371.e1-5. doi: 10.1016/j.jamda.2013.12.010. Epub 2014 Feb 7.

- [102] Kiyama T, Naito M, Shinoda T, Maeyama A (2010).
Hip abductor strengths after total hip arthroplasty via the lateral and posterolateral approaches.
J Arthroplasty. 2010 Jan;25(1):76-80. doi: 10.1016/j.arth.2008.11.001. Epub 2009 Apr 8.
- [103] Kreis. In: Dr. Engelmann, Lutz & Dr. habil. Fanghänel, Günter & Lenertat, Rudi & Dr. Liesenberg, Günter & Dr. habil. Stamm, Reinhard & Prof. Dr. habil. Weber, Karlheinz, Formeln und Tabellen für die Sekundarstufen I und II, 8. Auflage 2000, Berlin, Paetec Verlag, S. 32
- [104] Krischak G, Beck A, Wachter N, Jakob R, Kinzl L, Suger G (2003).
Relevance of primary reduction for the clinical outcome of femoral neck fractures treated with cancellous screws.
Arch Orthop Trauma Surg. 2003 Oct;123(8):404-9. Epub 2003 Aug 12.
- [105] Krishnan SP, Carrington RW, Mohiyaddin S, Garlick N (2006).
Common misconceptions of normal hip joint relations on pelvic radiographs.
J Arthroplasty. 2006 Apr;21(3):409-12.
- [106] Kuzyk PRT, Zdero R, Shah S, Olsen M, Waddell JP, Schemitsch EH (2012).
Femoral head lag screw position for Cephalomedullary nails: a biomechanical analysis.
J Orthop Trauma. 2012;26(7):414–421. doi: 10.1097/BOT.0b013e318229acca.
- [107] Laflamme GY, Rouleau DM, Leduc S, Roy L, Beaumont E (2012).
The timed up and go test is an early predictor of functional outcome after hemiarthroplasty for femoral neck fracture.
J Bone Joint Surg Am. 2012 Jul 3;94(13):1175-9. doi: 10.2106/JBJS.J.01952.
- [108] Lafrance R, Williams R, Madsen W, Maloney M, Drinkwater C, Giordano B (2014).
The prevalence of radiographic criteria of femoral acetabular impingement in patients undergoing hip arthroplasty surgery.
Geriatr Orthop Surg Rehabil. 2014 Mar;5(1):21-6. doi: 10.1177/2151458514522262.

- [109] Lage- und Streumaße statistischer Untersuchungen. In: Dr. Engelmann, Lutz & Dr. habil. Fanghänel, Günter & Lenertat, Rudi & Dr. Liesenberg, Günter & Dr. habil. Stamm, Reinhard & Prof. Dr. habil. Weber, Karlheinz, Formeln und Tabellen für die Sekundarstufen I und II, 9. Auflage 2001, Berlin, Paetec Verlag, S. 55
- [110] Lavigne M, Parvizi J, Beck M, Siebenrock KA, Ganz R, Leunig M (2004). Anterior femoroacetabular impingement: part I. Techniques of joint preserving surgery. Clin Orthop Relat Res. 2004 Jan;(418):61-6.
- [111] Lawrence TM, White CT, Wenn R, Moran CG (2005). The current hospital costs of treating hip fractures. Injury. 2005 Jan;36(1):88-91; discussion 92.
- [112] Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, Girard J, Mertl P, Marchetti E, Stindel E (2009). Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. Orthop Traumatol Surg Res. 2009 May;95(3):210-9. doi: 10.1016/j.otsr.2009.03.010. Epub 2009 May 6.
- [113] Lechler P, Buecking B, Boese CK, Seifert V, Ruchholtz S, Frink M (2015). Femoral offset following trochanteric femoral fractures: a prospective observational study. Injury. 2015 Oct;46 Suppl 4:S88-92. doi: 10.1016/S0020-1383(15)30024-3.
- [114] Lechler P, Frink M, Gulati A, Murray D, Renkawitz T, Bücking B, Ruchholtz S, Boese CK (2014). The influence of hip rotation on femoral offset on plain radiographs of the hip. Acta Orthop. 2014 Aug;85(4):389-95. doi: 10.3109/17453674.2014.931196. Epub 2014 Jun 23.
- [115] Liebs TR, Nasser L, Herzberg W, Rüter W, Hassenpflug J (2014). The influence of femoral offset on health-related quality of life after total hip replacement. Bone Joint J. 2014 Jan;96-B(1):36-42. doi: 10.1302/0301-620X.96B1.31530.

- [116] Loriaut P, Loriaut P, Boyer P, Massin P, Cochereau I (2014).
Visual impairment and hip fractures: a case-control study in elderly patients.
Ophthalmic Res. 2014;52(4):212-6. doi: 10.1159/000362881. Epub 2014 Nov 6.
- [117] Macario A, Vitez TS, Dunn B, McDonald T, Brown B (1997).
Hospital costs and severity of illness in three types of elective surgery.
Anesthesiology. 1997 Jan;86(1):92-100.
- [118] Mahoney FI, Barthel DW (1965).
Functional evaluation: the Barthel-Index.
Md State Med J. 1965 Feb;14:61-5.
- [119] Malizos KN, Karantanas AH, Varitimidis SE, Dailiana ZH, Bargiotas K, Maris T
(2007).
Osteonecrosis of the femoral head: etiology, imaging and treatment.
Eur J Radiol. 2007;63:16–28.
- [120] Maloney WJ, Keeney JA (2004).
Leg length discrepancy after total hip arthroplasty.
J Arthroplasty. 2004 Jun;19(4 Suppl 1):108-10.
- [121] Marshall D, Johnell O, Wedel H (1996).
Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence
of osteoporotic fractures.
BMJ. 1996 May 18;312(7041):1254-9.
- [122] Mathew G, Kowalczyk M, Hetaimish B, Bedi A, Philippon MJ, Bhandari M,
Simunovic N, Crouch S, Ayeni OR (2014).
Radiographic prevalence of CAM-type femoroacetabular impingement after open
reduction and internal fixation of femoral neck fractures.
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014 Apr;22(4):793-800. doi:
10.1007/s00167-014-2835-6. Epub 2014 Feb 1.

- [123] Matsushita A, Nakashima Y, Jingushi S, Yamamoto T, Kuraoka A, Iwamoto Y (2009).
Effects of the femoral offset and the head size on the safe range of motion in total hip arthroplasty.
J Arthroplasty. 2009 Jun;24(4):646-51. doi: 10.1016/j.arth.2008.02.008. Epub 2008 Mar 18.
- [124] McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME (1995).
Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty.
J Bone Joint Surg Br. 1995 Nov;77(6):865-9.
- [125] Melton LJ 3rd (2000).
Who has osteoporosis? A conflict between clinical and public health perspectives.
J Bone Miner Res. 2000 Dec;15(12):2309-14.
- [126] Merle C, Waldstein W, Pegg E, Streit MR, Gotterbarm T, Aldinger PR, Murray DW, Gill HS (2012).
Femoral offset is underestimated on anteroposterior radiographs of the pelvis but accurately assessed on anteroposterior radiographs of the hip.
J Bone Joint Surg Br. 2012 Apr;94(4):477-82. doi: 10.1302/0301-620X.94B4.28067.
- [127] Meyer DC MD, Beck M MD, Ellis T MD, Ganz R MD, Leunig M MD (2006).
Comparison of Six Radiographic Projections to Assess Femoral Head/Neck Sphericity.
Clin Orthop Relat Res. 2006 Apr;445:181-5.
- [128] Meyer C, Kotecha A (2008).
Failure to correct femoral anteversion on the AP Pelvis radiograph leads to errors in prosthesis selection in total hip arthroplasty.
Radiographer: The Official Journal of the Australian Institute of Radiography, The, Vol. 55, No. 2, 2008 Aug: 17-21

- [129] Mokkink LB, Terwee CB, Patrick DL, Alonso J, Stratford PW, Knol DL, Bouter LM, de Vet HC (2010).
The COSMIN study reached international consensus on taxonomy, terminology, and definitions of measurement properties for health-related patient-reported outcomes.
J Clin Epidemiol. 2010 Jul;63(7):737-45. doi: 10.1016/j.jclinepi.2010.02.006.
- [130] Multivariate Analyse (2007). Introduction to Regression [online]. Verfügbar unter: http://dss.princeton.edu/online_help/analysis/regression_intro.htm
[17.06.15]
- [131] Mundi S, Pindiprolu B, Simunovic N, Bhandari M (2014).
Similar mortality rates in hip fracture patients over the past 31 years.
Acta Orthop. 2014 Feb;85(1):54-9. doi: 10.3109/17453674.2013.878831. Epub 2014 Jan 7.
- [132] Naal FD MD, Sieverding M MD, Impellizzeri FM MS, von Knoch F MD, Mannion AF PhD, Leunig M MD (2008).
Reliability and Validity of the Cross-Culturally Adapted German Oxford Hip Score.
Clin Orthop Relat Res. 2009 Apr;467(4):952-7. doi: 10.1007/s11999-008-0457-3. Epub 2008 Aug 26.
- [133] Nakao S, Takata S, Uemura H, Kashihara M, Osawa T, Komatsu K, Masuda Y, Okahisa T, Nishikawa K, Kondo S, Yamada M, Takahara R, Ogata Y, Nakamura Y, Nagahiro S, Kaji R, Yasui N (2010).
Relationship between Barthel Index scores during the acute phase of rehabilitation and subsequent ADL in stroke patients.
J Med Invest. 2010 Feb;57(1-2):81-8.
- [134] NIH Consensus Development Panel (2001).
NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy, March 7-29, 2000: highlights of the conference.
South Med J. 2001 Jun;94(6):569-73.

- [135] Nyquist F, Gärdsell P, Sernbo I, Jeppsson JO, Johnell O (1998).
Assessment of sex hormones and bone mineral density in relation to occurrence of fracture in men: a prospective population-based study.
Bone. 1998 Feb;22(2):147-51.
- [136] Orthopaedic Scores (2014). Harris Hip Score [online]. Verfügbar unter:
http://www.orthopaedicscore.com/scorepages/harris_hip_score.html [16.11.14]
- [137] Ostendorf M, van Stel HF, Buskens E, Schrijvers AJ, Marting LN, Verbout AJ, Dhert WJ (2004).
Patient-reported outcome in total hip replacement. A comparison of five instruments of health status.
J Bone Joint Surg Br. 2004 Aug;86(6):801-8.
- [138] Pajarinen J, Lindahl J, Savolainen V, Michelsson O, Hirvensalo E (2004).
Femoral shaft medialisiation and neck-shaft angle in unstable pertrochanteric femoral fractures.
Int Orthop. 2004 Dec;28(6):347-53. Epub 2004 Sep 10.
- [139] Parker MJ, Gurusamy K (2006).
Internal fixation versus arthroplasty for intracapsular proximal femoral fractures in adults.
Cochrane Database Syst Rev. 2006;(4) CD001708
- [140] Parker MJ, Handoll HH (2002).
Gamma and other cephalocondylic intramedullary nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fractures.
Cochrane Database Syst Rev. 2002;(1):CD000093.
- [141] Parker MJ, Handoll HH (2006).
Replacement arthroplasty versus internal fixation for extracapsular hip fractures.
Cochrane Database Syst Rev. 2006 Apr 19;(2):CD000086.
- [142] Parker MJ, Handoll HH (2008).
Extramedullary fixation implants and external fixators for extracapsular hip fractures in adults.
Cochrane Database Syst Rev. 2006 Jan 25;(1):CD000339.

- [143] Parker MJ, Handoll HH, Bhargara A (2000).
Conservative versus operative treatment for extracapsular hip fractures.
Cochrane Database Syst Rev. 2000;(4):CD000337.
- [144] Parker MJ, Khan RJK, Crawford J, Pryor GA (2002).
Hemiarthroplasty versus internal fixation for displaced intracapsular hip fractures
in the elderly.
J Bone Joint Surg. 2002;84:1150–1155.
- [145] Paul O, Barker JU, Lane JM, Helfet DL, Lorich DG (2012).
Functional and radiographic outcomes of intertrochanteric hip fractures treated
with calcar reduction, compression, and trochanteric entry nailing.
J Orthop Trauma. 2012 Mar;26(3):148-54. doi:
10.1097/BOT.0b013e31821e3f8c.
- [146] Pauwels, Friedrich (1935). Der Schenkelhalsbruch ein mechanisches Problem:
Grundlagen des Heilungsvorganges Prognose und kausale Therapie. Stuttgart:
Ferdinand Enke Verlag
- [147] Pluijm SM, Graafmans WC, Bouter LM, Lips P (1999).
Ultrasound measurements for the prediction of osteoporotic fractures in elderly
people.
Osteoporos Int. 1999;9(6):550-6.
- [148] Poolman RW, Swiontkowski MF, Fairbank JC, Schemitsch EH, Sprague S, de
Vet HC (2009).
Outcome instruments: rationale for their use.
J Bone Joint Surg Am. 2009 May;91 Suppl 3:41-9. doi: 10.2106/JBJS.H.01551.
- [149] Prause G, Offner A, Ratzenhofer-Komenda B, Vicenzi M, Smolle J, Smolle-
Jüttner F (1997).
Comparison of two preoperative indices to predict perioperative mortality in non-
cardiac thoracic surgery.
Eur J Cardiothorac Surg. 1997 Apr;11(4):670-5.

- [150] Preininger B, Haschke F, Perka C (2014).
[Diagnostics and therapy of luxation after total hip arthroplasty].
Orthopade. 2014 Jan;43(1):54-63. doi: 10.1007/s00132-013-2125-x.
- [151] Ragab AA (2003).
Validity of self-assessment outcome questionnaires: patient-physician
discrepancy in outcome interpretation.
Biomed Sci Instrum. 2003;39:579-84.
- [152] Ranta S, Hynynen M, Tammisto T (1997).
A survey of the ASA physical status classification: significant variation in
allocation among Finnish anaesthesiologists.
Acta Anaesthesiol Scand. 1997 May;41(5):629-32.
- [153] Rauh MA, Krackow KA (2004).
In-hospital deaths following elective total joint arthroplasty.
Orthopedics. 2004 Apr;27(4):407-11.
- [154] Regling M, Blau A, Probe RA, Maxey JW, Solberg BD (2014).
Improved lag screw positioning in the treatment of proximal femur fractures
using a novel computer assisted surgery method: a cadaveric study.
BMC Musculoskelet Disord. 2014 May 30;15:189. doi: 10.1186/1471-2474-15-
189.
- [155] Ridgeway S, Wilson J, Charlet A, Kafatos G, Pearson A, Coello R (2005).
Infection of the surgical site after arthroplasty of the hip.
J Bone Joint Surg Br. 2005 Jun;87(6):844-50.
- [156] Rogmark C, Carlsson A, Johnell O, Sernbo I (2002).
A prospective randomised trial of internal fixation versus arthroplasty for
displaced fractures of the neck of the femur.
J Bone Joint Surg. 2002;84B:183-188.
- [157] Ryder SA, Reynolds F, Bannister GC (2001).
Refining the indications for surgery after proximal femoral fracture.
Injury. 2001 May;32(4):295-7.

- [158] Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH (2001).
Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip
arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res. 2001 Jul;(388):125-34.
- [159] Saklad M (1941).
Grading of patients for surgical procedures.
Anesthesiology. 1941;2:281-84.
- [160] Sambrook P, Cooper C (2006).
Osteoporosis.
Lancet. 2006 Jun 17;367(9527):2010-8.
- [161] Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E, Catone Y (2009).
Accuracy of reconstruction of the hip using computerised three-dimensional pre-
operative planning and a cementless modular neck.
J Bone Joint Surg Br. 2009 Mar;91(3):333-40. doi: 10.1302/0301-
620X.91B3.21390.
- [162] Saudan M, Lübbecke A, Sadowski C, Riand N, Stern R, Hoffmeyer P (2002).
Petrochanteric 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.
- [163] Sauvanet A, Mariette C, Thomas P, Lozac'h P, Segol P, Tiret E, Delperro JR,
Collet D, Leborgne J, Pradère B, Bourgeon A, Triboulet JP (2005).
Mortality and morbidity after resection for adenocarcinoma of the
gastroesophageal junction: predictive factors.
J Am Coll Surg. 2005 Aug;201(2):253-62.
- [164] Schmidt AH, Leighton R, Parvizi J, Sems A, Berry DJ (2009).
Optimal arthroplasty for femoral neck fractures: is total hip arthroplasty the
answer?
J Orthop Trauma. 2009 Jul;23(6):428-33. doi: 10.1097/BOT.0b013e3181761490.

- [165] Sendtner E, Renkawitz T, Kramny P, Wenzl M, Grifka J (2010).
Fractured neck of femur--internal fixation versus arthroplasty.
Dtsch Arztebl Int. 2010 Jun;107(23):401-7. Epub 2010 Jun 11.
- [166] Sharp IK (1961).
Acetabular dysplasia: the acetabular angle.
J Bone Joint Surg [Br] 1961; 43-B:268-72
- [167] Shen G (2012).
Effectiveness comparison of proximal femoral nail antirotation and dynamic hip
screw for intertrochanteric fractures in the elderly patients.
Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi. 2012 Jun;26(6):671-4.
- [168] Shi HY, Mau LW, Chang JK, Wang JW, Chiu HC (2009).
Responsiveness of the Harris Hip Score and the SF-36: five years after total hip
arthroplasty.
Qual Life Res. 2009 Oct;18(8):1053-60. doi: 10.1007/s11136-009-9512-0. Epub
2009 Jul 16.
- [169] Smektala R, Endres HG, Dasch B, Maier C, Trampisch HJ, Bonnaire F, Pientka L
(2008).
The effect of time-to-surgery on outcome in elderly patients with proximal
femoral fractures.
BMC Musculoskelet Disord. 2008 Dec 29;9:171. doi: 10.1186/1471-2474-9-171.
- [170] Söderman P, Malchau H (2001).
Is the Harris hip score system useful to study the outcome of total hip
replacement?
Clin Orthop Relat Res. 2001 Mar;(384):189-97.
- [171] Streubel PN, Wong AH, Ricci WM, Gardner MJ (2011).
Is there a standard trochanteric entry site for nailing of subtrochanteric femur
fractures?.
J Orthop Trauma. 2011 Apr;25(4):202-7. doi: 10.1097/BOT.0b013e3181e93ce2.

- [172] Sugano N, Noble PC, Kamaric E (1998).
A comparison of alternative methods of measuring femoral anteversion.
J Comput Assist Tomogr. 1998 Jul-Aug;22(4):610-4.
- [173] Suhr JA, Grace J (1999).
Brief cognitive screening of right hemisphere stroke: relation to functional outcome.
Arch Phys Med Rehabil. 1999 Jul;80(7):773-6.
- [174] Talboys R, Pickup L, Chojnowski A (2012).
The management of intracapsular hip fractures in the 'young elderly' internal fixation or total hip replacement?.
Acta Orthop Belg. 2012 Feb;78(1):41-8.
- [175] Tang R, Chen HH, Wang YL, Changchien CR, Chen JS, Hsu KC, Chiang JM, Wang JY (2001).
Risk factors for surgical site infection after elective resection of the colon and rectum: a single-center prospective study of 2,809 consecutive patients.
Ann Surg. 2001 Aug;234(2):181-9.
- [176] Taylor F, Wright M, Zhu M (2012).
Hemiarthroplasty of the hip with and without cement: a randomized clinical trial.
J Bone Joint Surg Am. 2012 Apr 4;94(7):577-83. doi: 10.2106/JBJS.K.00006.
- [177] Teng EL, Chui HC (1987).
The Modified Mini-Mental State (3MS) examination.
J Clin Psychiatry. 1987 Aug;48(8):314-8.
- [178] Tired L, Hatton F, Desmonts JM, Vourc'h G (1988).
Prediction of outcome of anaesthesia in patients over 40 years: a multifactorial risk index.
Stat Med. 1988 Sep;7(9):947-54.
- [179] Toh EM, Sahni V, Acharya A, Denton JS (2004).
Management of intracapsular femoral neck fractures in the elderly; is it time to rethink our strategy?.
Injury. 2004;35:125-129.

- [180] Tombaugh TN, McIntyre NJ (1992).
The mini-mental state examination: a comprehensive review.
J Am Geriatr Soc. 1992 Sep;40(9):922-35.
- [181] Tromp AM, Pluijm SM, Smit JH, Deeg DJ, Bouter LM, Lips P (2001).
Fall-risk screening test: a prospective study on predictors for falls in community-dwelling elderly.
J Clin Epidemiol. 2001 Aug;54(8):837-44.
- [182] Untere Extremität - Caput femoris und Fehlstellungen des Schenkelhalses. In:
Schünke, Michael et al., PROMETHEUS - Allgemeine Anatomie und
Bewegungssystem, 2. Auflage 2007, Stuttgart - New York, Georg Thieme
Verlag, S. 411
- [183] Untere Extremität - Knochen des Beckengürtels. In: Schünke, Michael et al.,
PROMETHEUS - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 2. Auflage
2007, Stuttgart - New York, Georg Thieme Verlag, S. 406-407
- [184] Untere Extremität - Oberschenkelknochen (Os femoris) als Ganzes, Bedeutung
des Schenkelhalswinkels. In: Schünke, Michael et al., PROMETHEUS -
Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 2. Auflage 2007, Stuttgart - New
York, Georg Thieme Verlag, S. 409
- [185] van Dortmont LM, Douw CM, van Breukelen AM, Laurens DR, Mulder PG,
Wereldsma JC, van Vugt AB (2000).
Outcome after hemi-arthroplasty for displaced intracapsular femoral neck
fracture related to mental state.
Injury. 2000 Jun;31(5):327-31.
- [186] Wamper KE, Sierevelt IN, Poolman RW, Bhandari M, Haverkamp D (2010).
The Harris hip score: Do ceiling effects limit its usefulness in orthopedics?
Acta Orthop. 2010 Dec;81(6):703-7. doi: 10.3109/17453674.2010.537808.
- [187] Weinrobe M, Stankewich CJ, Mueller B, Tencer AF (1998).
Predicting the mechanical outcome of femoral neck fractures fixed with
cancellous screws: an in vivo study.
J Orthop Trauma. 1998 Jan;12(1):27-36; discussion 36-7.

- [188] Wenger D, Miyanji F, Mahar A, Oka R (2007).
The mechanical properties of the ligamentum teres: a pilot study to assess its potential for improving stability in children's hip surgery.
J Pediatr Orthop. 2007 Jun;27(4):408-10.
- [189] WHO - Best practice guidelines in disaster situations (2007). Fractures of the Proximal Femur (hip fractures) [online]. Verfügbar unter:
<http://www.who.int/surgery/publications/BestPracticeGuidelinesonESCinDisasters.pdf?ua=1> [22.01.15]
- [190] Zakriya KJ, Christmas C, Wenz JF Sr, Franckowiak S, Anderson R, Sieber FE (2002).
Preoperative factors associated with postoperative change in confusion assessment method score in hip fracture patients.
Anesth Analg. 2002 Jun;94(6):1628-32, table of contents.
- [191] Zarattini G (2013).
Osteosynthesis and hip replacement in proximal femur fractures.
Aging Clin Exp Res. 2013 Oct;25 Suppl 1:55-8. doi: 10.1007/s40520-013-0104-z. Epub 2013 Sep 18.
- [192] Zeng C, Wang Y, Wei J, Gao S, Yang T, Sun Z, Lei G (2012).
Meta-analysis of proximal femoral nail anti-rotation versus dynamic hip screw in the treatment of trochanteric fractures.
Zhong Nan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban. 2012 Jun;37(6):606-15.
- [193] Zhang Q, Chen W, Liu HJ, Li ZY, Song ZH, Pan JS, Zhang YZ (2009).
The role of the calcar femorale in stress distribution in the proximal femur.
Orthop Surg. 2009 Nov;1(4):311-6. doi: 10.1111/j.1757-7861.2009.00053.x.
- [194] Zhou YX, Guo SJ, Liu Q, Tang J, Li YJ (2009).
Influence of the femoral head size on early postoperative gait restoration after total hip arthroplasty.
Chin Med J (Engl). 2009 Jul 5;122(13):1513-6.

9. Anhang

9.1. Mini Mental Status Test (MMST, MMSE)

Funktionen	Punkte
I. Orientierung	
1. Datum	1 / 0
2. Jahreszeit	1 / 0
3. Jahr	1 / 0
4. Wochentag	1 / 0
Monat	
5. Zuerst nach dem Datum fragen, dann gezielt nach den noch fehlenden Punkten (z. B. "Können Sie mir auch sagen, welche Jahreszeit jetzt ist?")	1 / 0
6. Bundesland	1 / 0
7. Landeskreis/Stadt	1 / 0
8. Stadt/Stadtteil	1 / 0
9. Krankenhaus	1 / 0
Station/Stockwerk	
10. Zuerst nach dem Namen der Klinik fragen, dann nach Station/Stockwerk, Stadt/Stadtteil usw. fragen. In Großstädten sollte nicht nach Stadt und Landkreis, sondern nach Stadt und Stadtteil gefragt werden. Gefragt wird in jedem Fall nach dem aktuellen Aufenthaltsort und nicht nach dem Wohnort.	1 / 0
II. Merkfähigkeit	
Der Untersuchte muss zuerst gefragt werden, ob er mit einem kleinen Gedächtnistest einverstanden ist. Er wird darauf hingewiesen, dass er sich 3 Begriffe merken soll. Die Begriffe langsam und deutlich - im Abstand von jeweils ca. 1 Sekunde - nennen. Direkt danach die 3 Begriffe wiederholen lassen, der erste Versuch bestimmt die Punktzahl. Ggf. wiederholen, bis der Untersuchte alle 3 Begriffe gelernt hat. Die Anzahl der notwendigen Versuche zählen und notieren (max. 6 Versuche zulässig). Wenn nicht alle 3 Begriffe gelernt wurden, kann der Gedächtnistest nicht durchgeführt werden.	
11. Apfel	1 / 0
12. Pfennig	1 / 0
13. Tisch	1 / 0
III. Aufmerksamkeit und Rechenfertigkeit	
Beginnend bei 100 muss fünfmal jeweils 7 subtrahiert werden. Jeden einzelnen Rechenschritt unabhängig vom vorangehenden beurteilen, damit ein Fehler nicht mehrfach gewertet wird. Alternativ (z. B. wenn der Untersuchte nicht rechnen kann oder will) kann in Ausnahmefällen das Wort "STUHL" rückwärts buchstabiert werden. Das Wort sollte zunächst vorwärts buchstabiert und wenn nötig korrigiert werden. Die Punktzahl ergibt sich dann aus der Anzahl der Buchstaben, die in der richtigen Reihenfolge genannt werden (z. B. "LHTUS" = 3 Punkte).	
14. < 93 >	1 / 0
15. < 86 >	1 / 0
16. < 79 >	1 / 0
17. < 72 >	1 / 0
18. < 65 >	1 / 0

Funktionen	Punkte
19. alternativ: "STUHL" rückwärts buchstabieren LHUTS	5/4/3/2/1/0

IV. Erinnerungsfähigkeit

Der Untersuchte muss die 3 Begriffe nennen, die er sich merken sollte.

20. Apfel	1 / 0
21. Pfennig	1 / 0
22. Tisch	1 / 0

V. Sprache

Eine Uhr und ein Stift werden gezeigt, der Untersuchte muss diese richtig benennen.

23. Armbanduhr benennen	1 / 0
24. Bleistift benennen	1 / 0

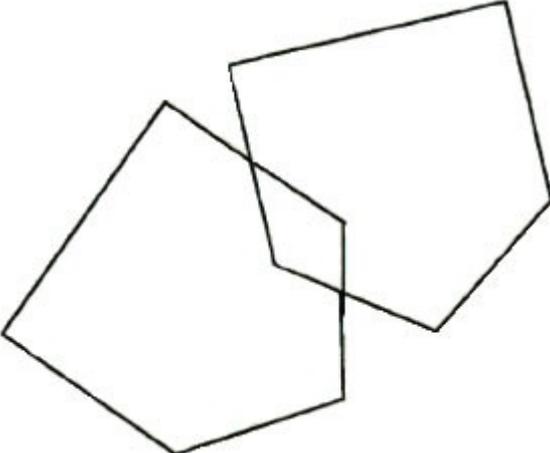
Nachsprechen des Satzes "kein wenn und oder aber" (max. 3 Wdh.)	
25. Der Satz muss unmittelbar nachgesprochen werden, nur 1 Versuch ist erlaubt. Es ist nicht zulässig, die Redewendung "Kein wenn und aber" zu benutzen.	1 / 0

Kommandos befolgen:	
26. Der Untersuchte erhält ein Blatt Papier, der dreistufige Befehl wird nur einmal erteilt. 1 Punkt für jeden Teil, der korrekt befolgt wird.	
- Nehmen Sie bitte das Papier in die Hand	1 / 0
- Falten Sie es in der Mitte	1 / 0
- Lassen Sie es auf den Boden fallen	1 / 0

Schriftliche Anweisungen befolgen "AUGEN ZU":	
27. Die Buchstaben ("AUGEN ZU") müssen so groß sein, dass sie auch bei eingeschränktem Visus noch lesbar sind. 1 Punkt wird nur dann gegeben, wenn die Augen wirklich geschlossen sind.	1 / 0

Schreiben Sie bitte irgendeinen Satz:	
Es darf kein Satz diktiert werden, die Ausführung muss spontan erfolgen.	
28. Der Satz muss Subjekt und Prädikat enthalten und sinnvoll sein. Korrekte Grammatik und Interpunktion ist nicht gefordert. Das Schreiben von Namen und Anschrift ist nicht ausreichend.	1 / 0

Fünfecke nachzeichnen:	
Auf einem Blatt Papier sind 2 sich überschneidende Fünfecke dargestellt, der Untersuchte soll diese so exakt wie möglich abzeichnen. Alle 10 Ecken müssen wiedergegeben sein und 2 davon sich überschneiden, nur dann wird 1 Punkt gegeben.	

29.		1 / 0
-----	---	-------

Summe maximal	30
----------------------	-----------

ICD-10-GM Version 2015 (2014). Mini Mental State Examination (MMSE) [online].
 Verfügbar unter: <http://www.praxis-wiesbaden.de/icd10-gm-diagnosen/zusatz-mmse.php#container> [12.11.14]

9.2. Barthel-Index (BI)

2. Alltagspraktische Fertigkeiten

Barthel-Index (mod. nach Mahoney und Barthel, 1965)

Beurteilen Sie die Fähigkeiten des Patienten innerhalb der letzten ein bis zwei Tage.

Essen

Unabhängig, isst selbstständig, benutzt Geschirr und Besteck	10 Punkte
Braucht etwas Hilfe, z. B. beim Fleisch- oder Brotschneiden	5 Punkte
Nicht selbstständig, auch wenn o. g. Hilfe gewährt wird	0 Punkte

Bett-(Roll-)Stuhl-Transfer

Unabhängig in allen Phasen der Tätigkeit	15 Punkte
Geringe Hilfe oder Beaufsichtigung erforderlich	10 Punkte
Erhebliche Hilfe beim Transfer; Lagewechsel Liegen-Sitz selbstständig	5 Punkte
Nicht selbstständig, auch wenn o. g. Hilfe gewährt wird	0 Punkte

Waschen

Unabhängig beim Waschen von Gesicht u. Händen, Kämmen u. Zähneputzen	5 Punkte
Nicht selbstständig bei o. g. Tätigkeiten	0 Punkte

Toilettenbenutzung

Unabhängig in allen Phasen der Tätigkeit (inkl. Reinigung)	10 Punkte
Benötigt Hilfe, z. B. wegen unzureichenden Gleichgewichtes oder bei Kleidung, Reinigung	5 Punkte
Nicht selbstständig, auch wenn o. g. Hilfe gewährt wird	0 Punkte

Baden

Unabhängig bei Voll- oder Duschbad in allen Phasen der Tätigkeit	5 Punkte
Nicht selbstständig bei o. g. Tätigkeit	0 Punkte

Gehen auf Flurebene bzw. Rollstuhlfahren

Unabhängig beim Gehen über 50 m, Hilfsmittel erlaubt, nicht Gehwagen	15 Punkte
Geringe Hilfe oder Überwachung erforderlich, kann mit Hilfsmitteln 50 m gehen	10 Punkte
Nicht selbstständig beim Gehen, kann aber Rollstuhl selbstständig bedienen, auch um Ecken und an einen Tisch heranfahren, Strecke mindestens 50 m	5 Punkte
Nicht selbstständig beim Gehen oder Rollstuhlfahren	0 Punkte

Treppensteigen

Unabhängig bei der Bewältigung einer Treppe (mehrere Stufen)	10 Punkte
Benötigt Hilfe oder Überwachung beim Treppensteigen	5 Punkte
Nicht selbstständig, kann auch mit Hilfe nicht Treppe steigen	0 Punkte

An- und Auskleiden

Unabhängig beim An- und Auskleiden (ggf. auch Korsett oder Bruchband)	10 Punkte
Benötigt Hilfe, kann aber 50 % der Tätigkeit selbstständig durchführen	5 Punkte
Nicht selbstständig, auch wenn o. g. Hilfe gewährt wird	0 Punkte

Stuhlkontrolle

Ständig kontinent	10 Punkte
Gelegentlich inkontinent, maximal 1x/Woche	5 Punkte
Häufiger/ständig inkontinent	0 Punkte

Urinkontrolle

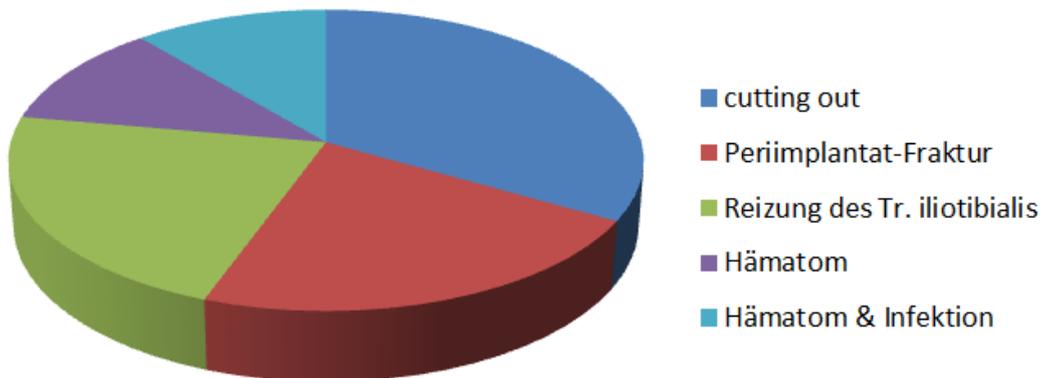
Ständig kontinent	10 Punkte
Gelegentlich inkontinent, maximal 1x/Tag	5 Punkte
Häufiger/ständig inkontinent	0 Punkte

Gesamtpunktzahl: _____

Alltagspraktische Fertigkeiten (2014). Barthel-Index [online]. Verfügbar unter:
<http://www.demenznetz-aachen.de/assets/dokumente/Barthel.png> [15.11.2014]

9.3. Charakterisierung des untersuchten Patientenkollektivs - Reoperationen

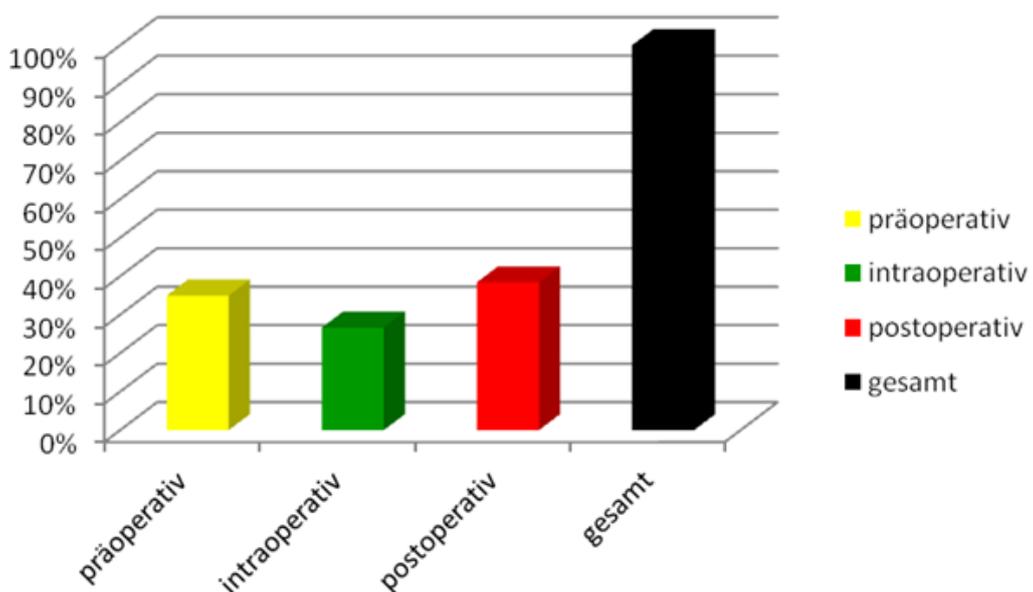
Gründe für eine Reoperation waren: Durchbrechen der SHS durch die Corticalis des Caput femoris (sog. *cutting out*) in 3 Fällen (1.6%), jeweils in 2 Fällen (je 1.1%) Peri-Implantat-Fraktur, Reizung des Tractus iliotibialis, sowie postoperatives Hämatom (einmal in Kombination mit tiefer Wundinfektion), in einem Fall (0.5%) tiefe Wundinfektion (in Kombination mit Hämatom)



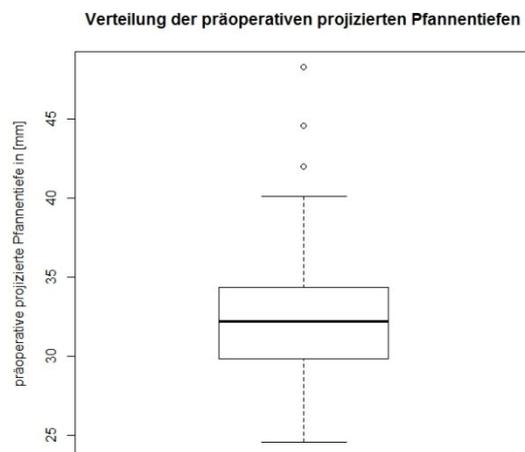
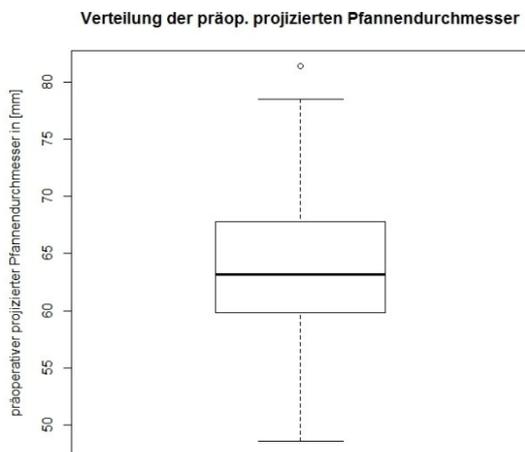
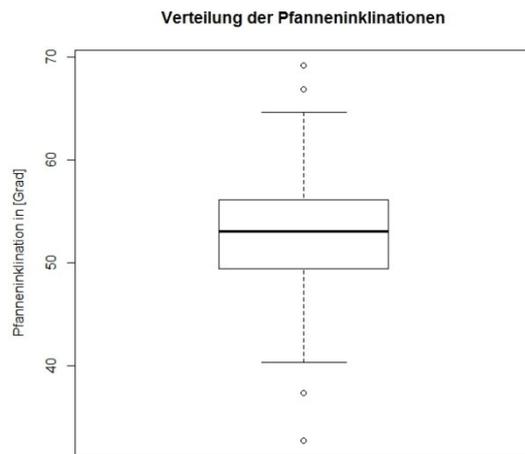
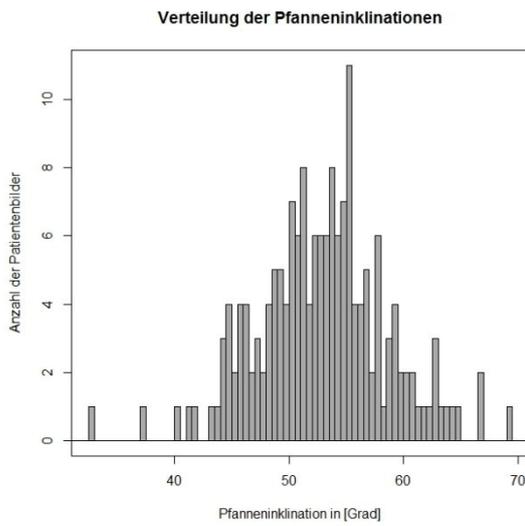
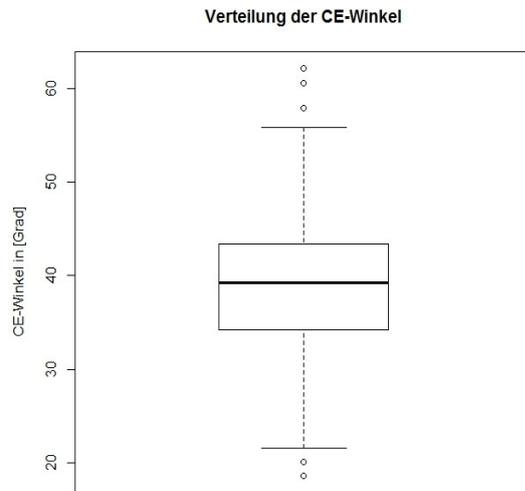
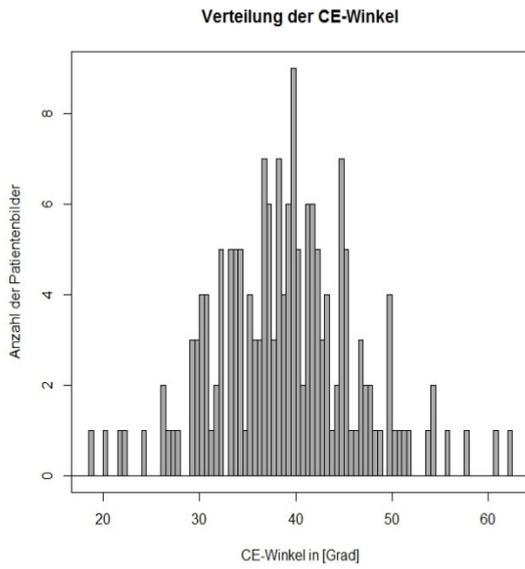
9.4. Röntgenbilder

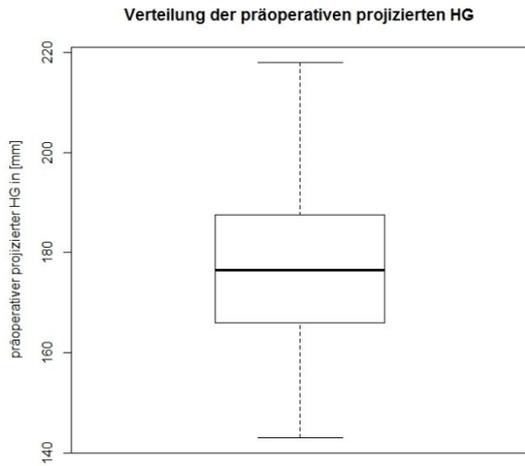
670 untersuchte Bilder insgesamt, davon 492 (100%) statistisch ausgewertete Röntgenbilder:

172 (35%) präoperative Becken-a.p.-Aufnahmen, 131 intraoperative C-Bogen-Aufnahmen (27%) und 189 Hüfte-a.p.-Aufnahmen (38%, erstes postoperatives Bild)

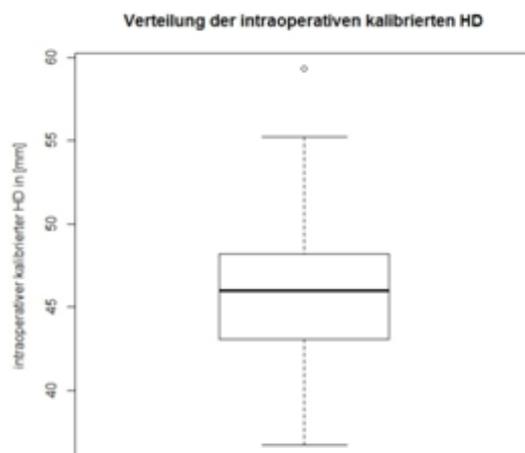
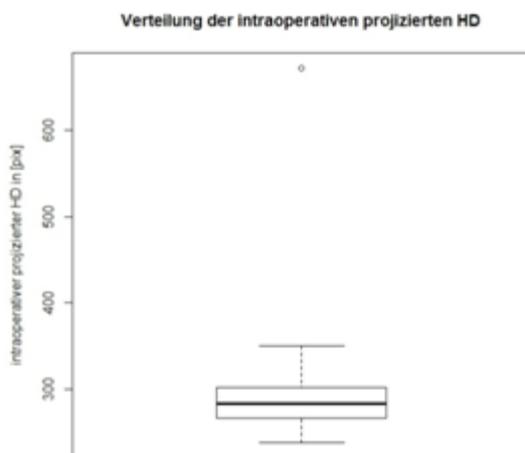
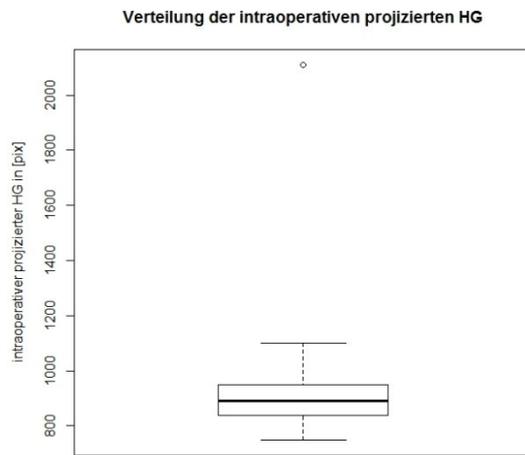
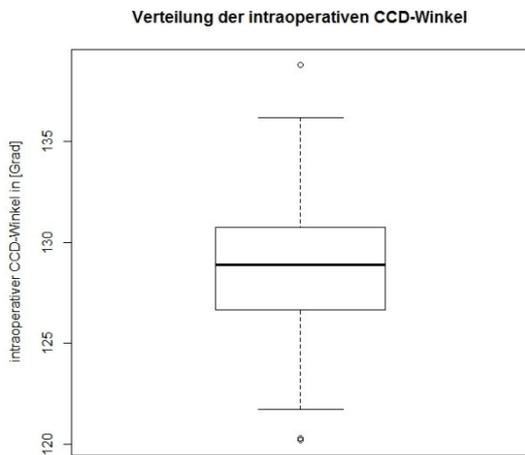


9.4.1. Messgrößen - präoperative Becken-a.p.-Aufnahme

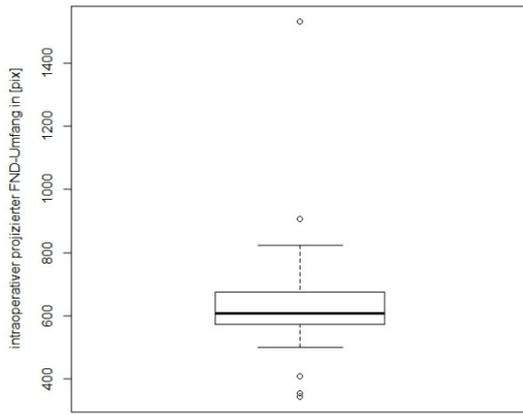




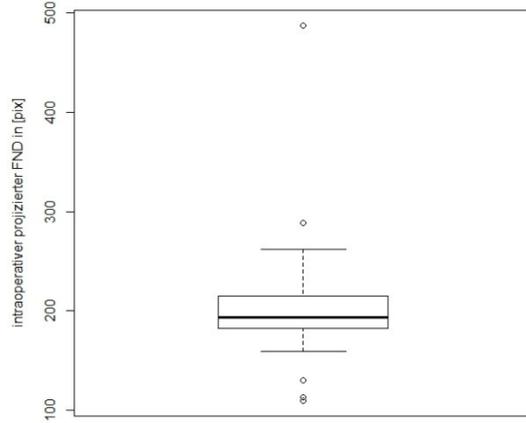
9.4.2. Messgrößen - intraoperativer C-Bogen



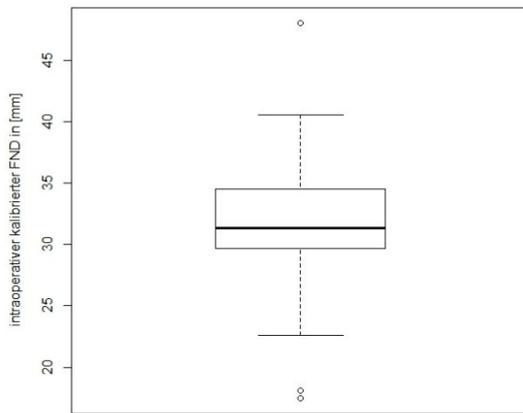
Verteilung der intraoperativen projizierten FND-Umfänge



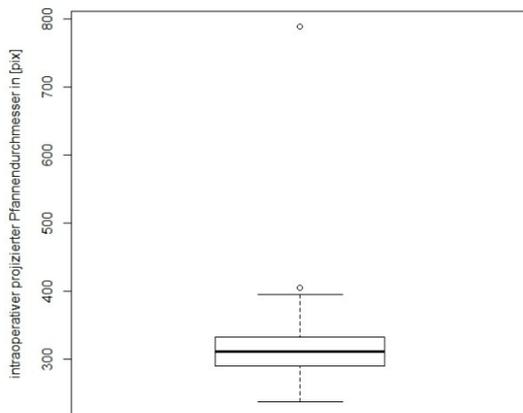
Verteilung der intraoperativen projizierten FND



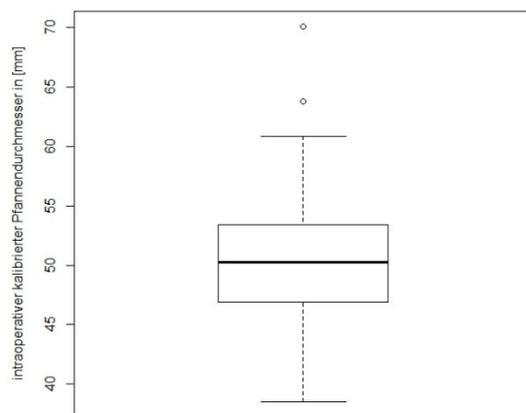
Verteilung der intraoperativen kalibrierten FND



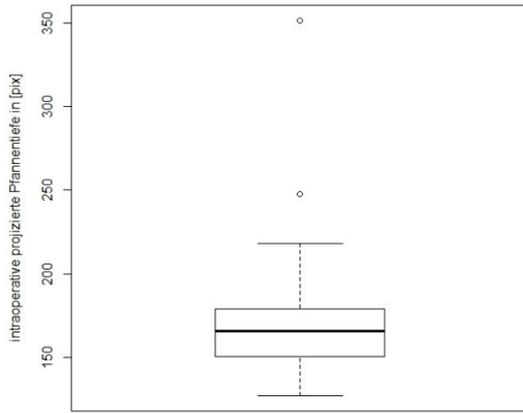
Verteilung der intraop. projizierten Pfannendurchmesser



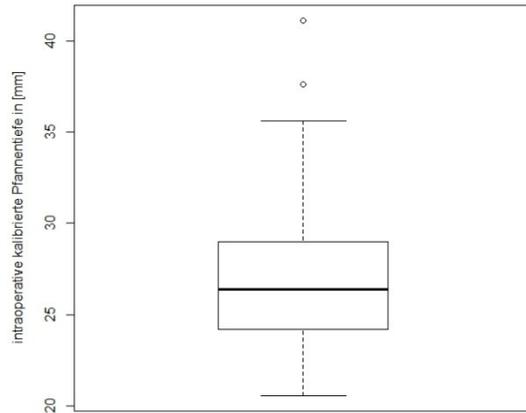
Verteilung der intraop. kalibrierten Pfannendurchmesser



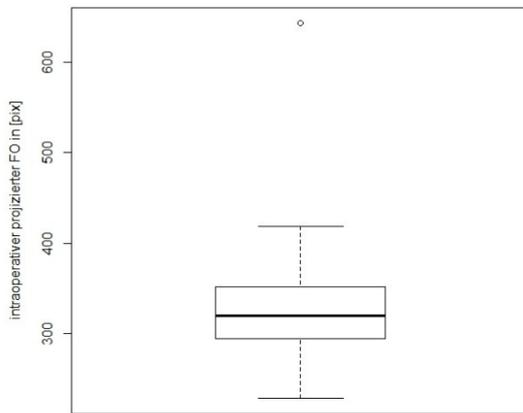
Verteilung der intraoperativen projizierten Pfannentiefen



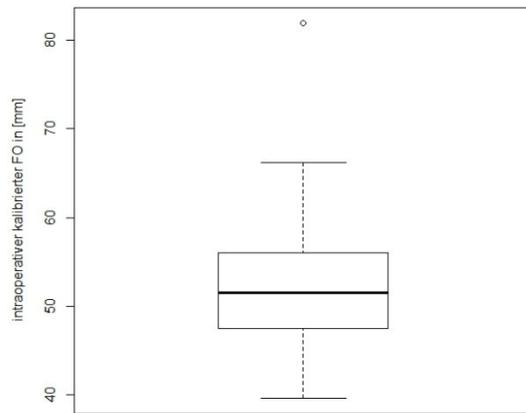
Verteilung der intraoperativen kalibrierten Pfannentiefen



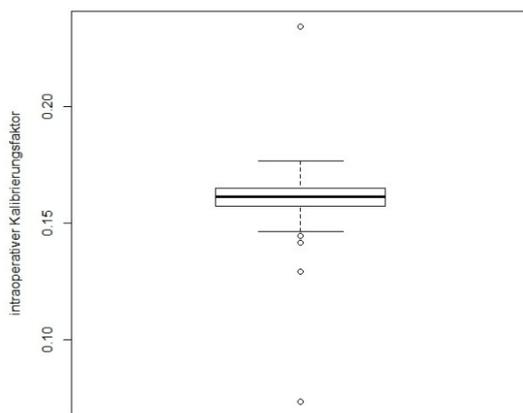
Verteilung der intraoperativen projizierten FO



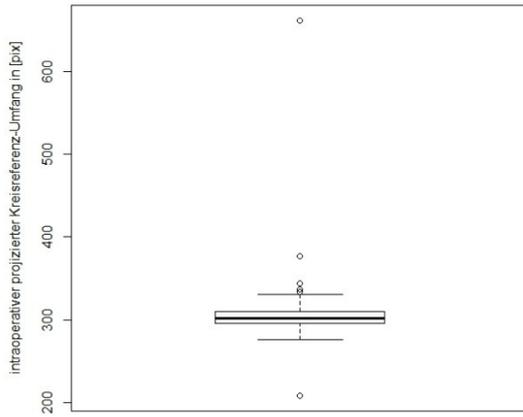
Verteilung der intraoperativen kalibrierten FO



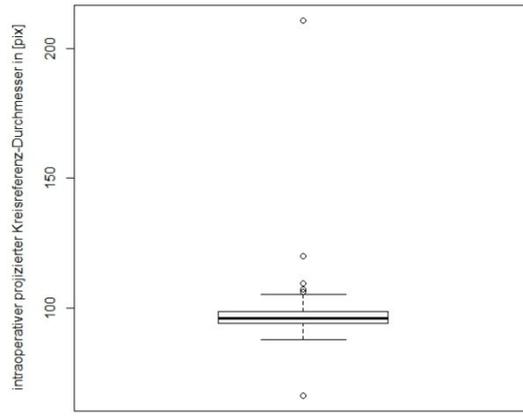
Verteilung der intraoperativen Kalibrierungsfaktoren



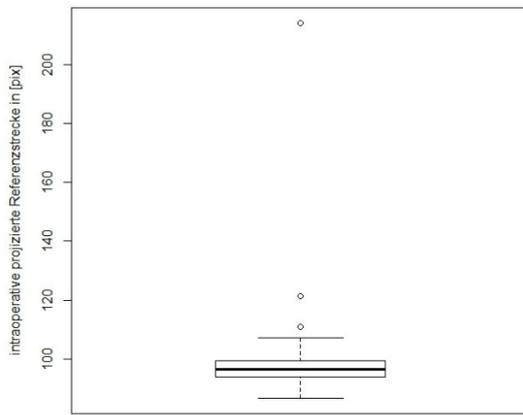
Verteilung der intraop. projizierten Kreisreferenz-Umfänge



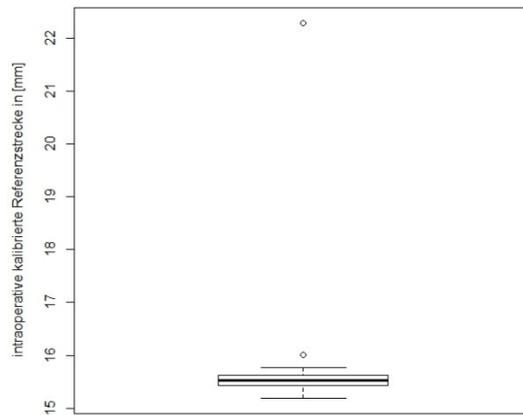
Verteilung der intraop. proj. Kreisreferenz-Durchmesser



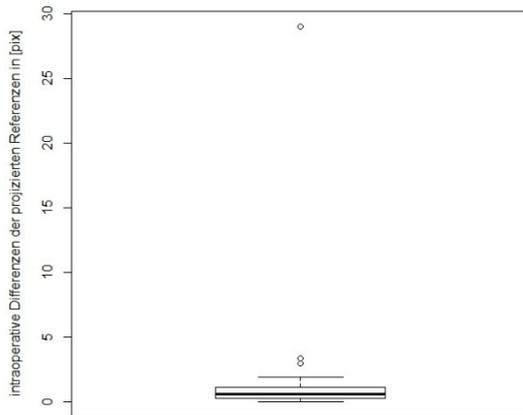
Verteilung der intraop. projizierten Referenzstrecken



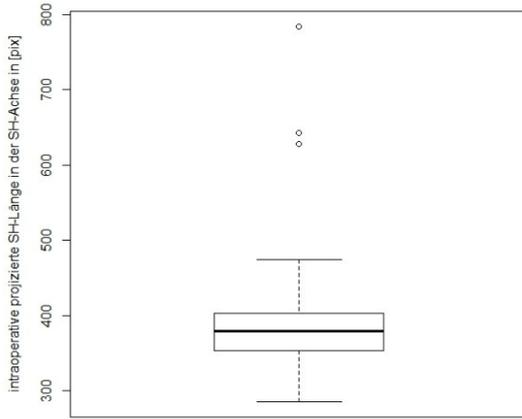
Verteilung der intraop. kalibrierten Referenzstrecken



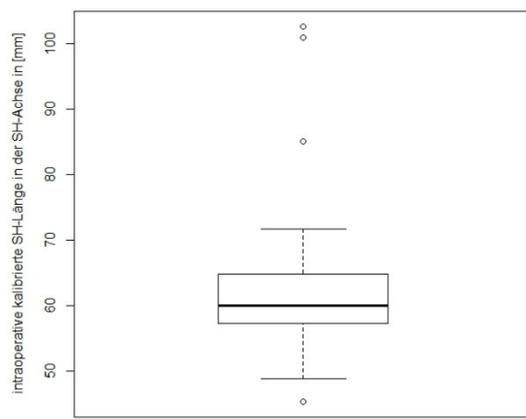
Verteilung der intraop. Differenzen der proj. Referenzen



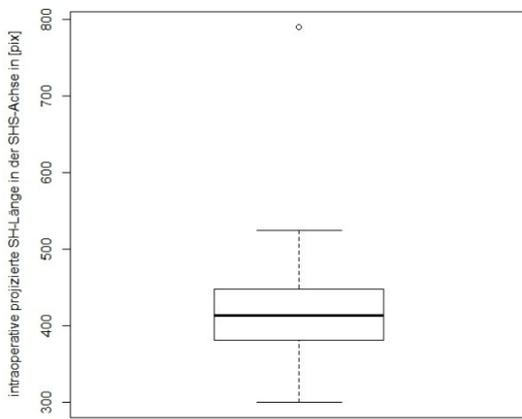
Verteilung d. intraop. proj. SH-Längen i.d. SH-Achse



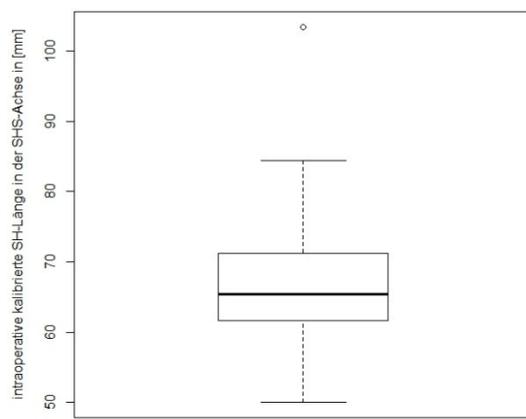
Verteilung d. intraop. kalibrierten SH-Länge i.d. SH-Achse



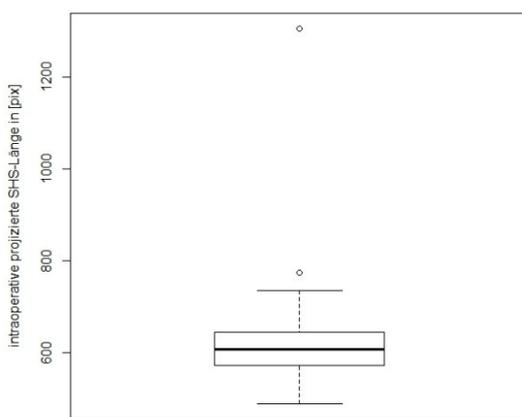
Verteilung d. intraop. proj. SH-Längen i.d. SHS-Achse



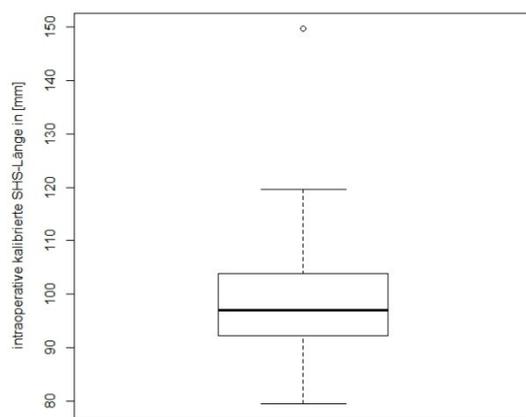
Verteilung d. intraop. kalibrierten SH-Länge i.d. SHS-Achse



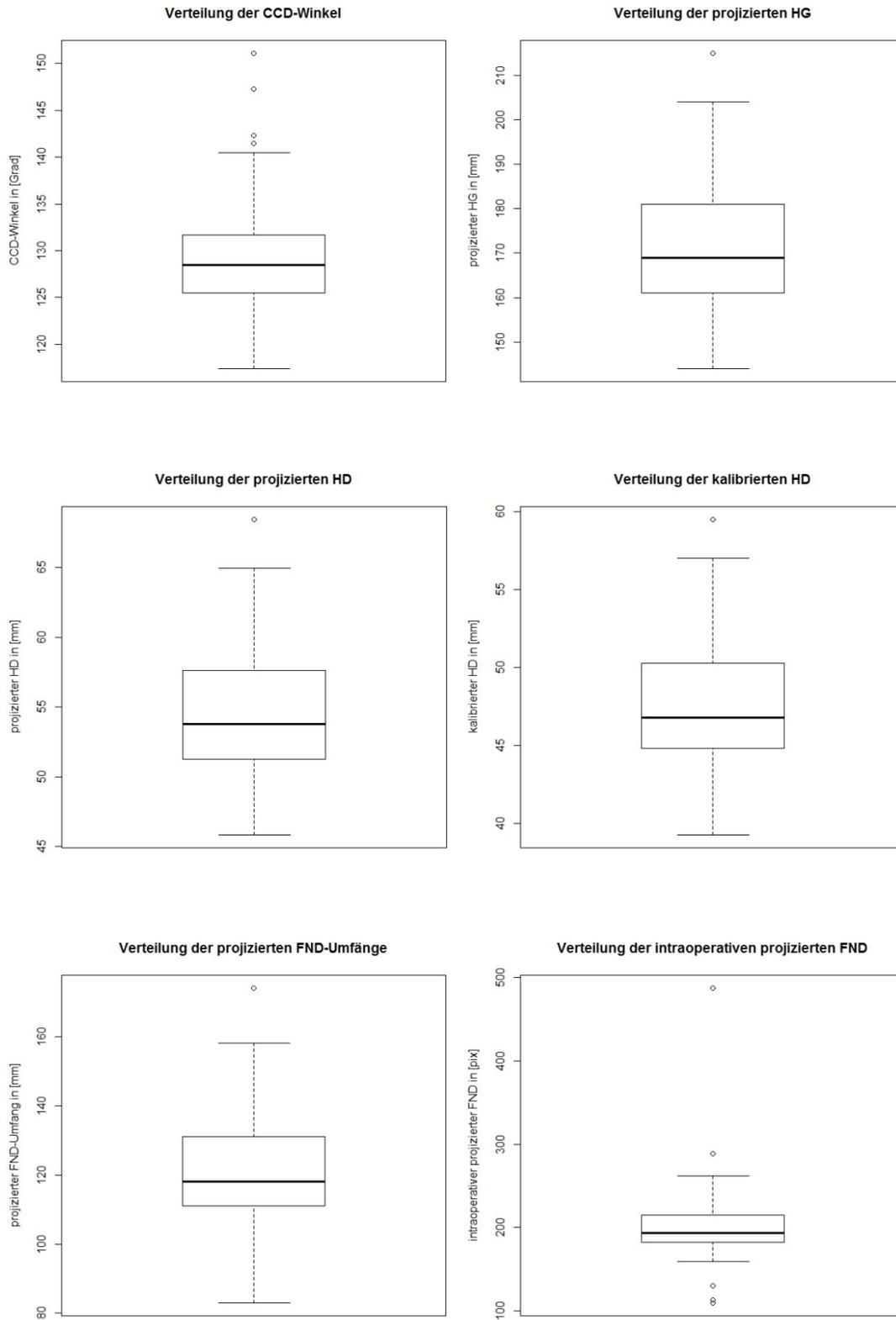
Verteilung der intraoperativen projizierten SHS-Längen



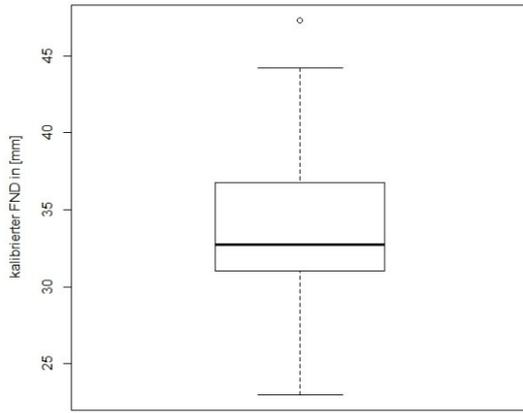
Verteilung der intraoperativen kalibrierten SHS-Längen



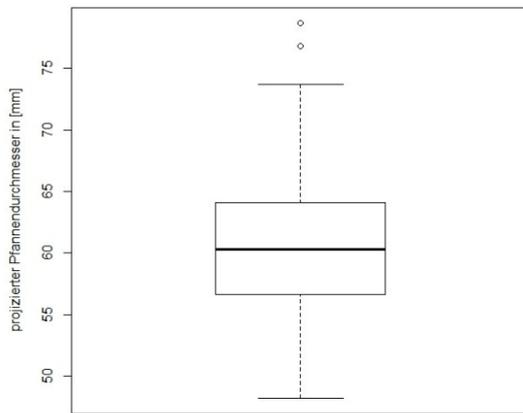
9.4.3. Messgrößen - erste postoperative Hüfte-a.p.-Aufnahme



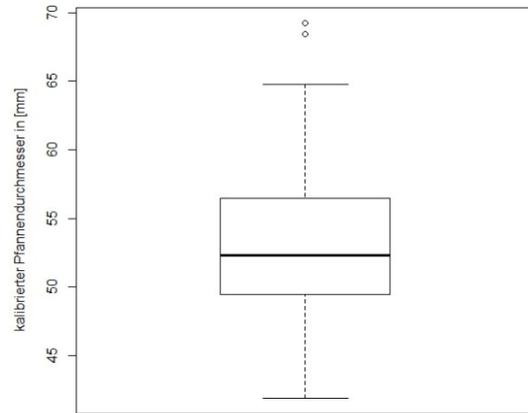
Verteilung der kalibrierten FND



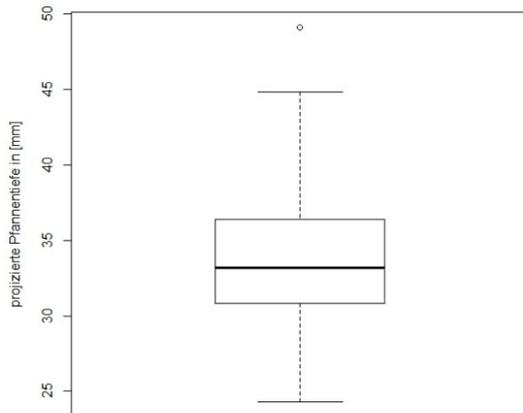
Verteilung der projizierten Pfannendurchmesser



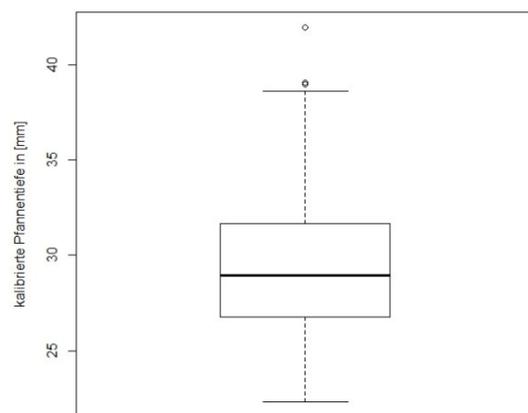
Verteilung der kalibrierten Pfannendurchmesser



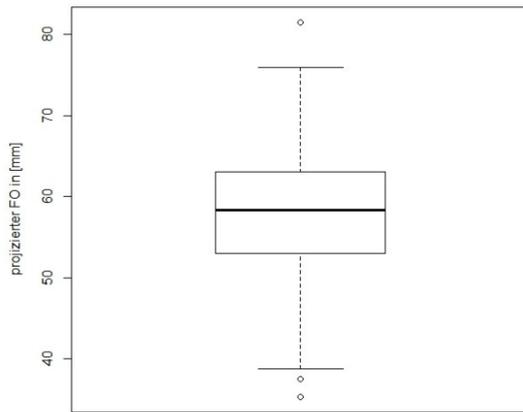
Verteilung der projizierten Pfannentiefen



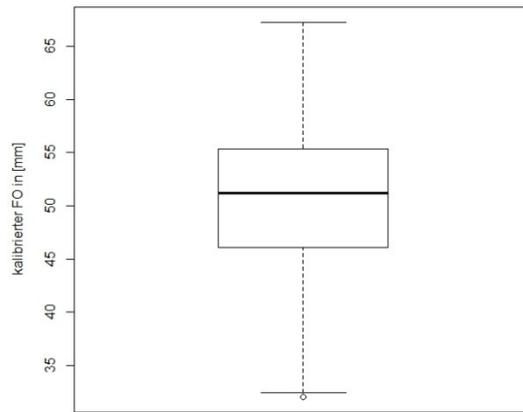
Verteilung der kalibrierten Pfannentiefen



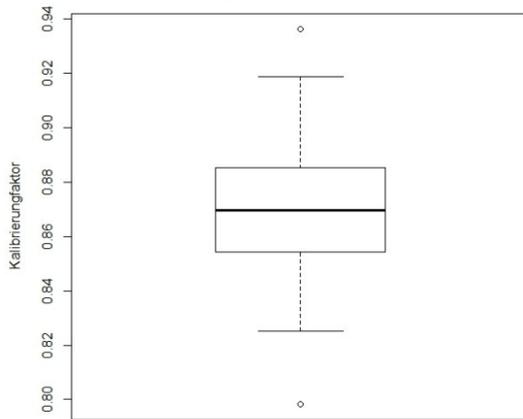
Verteilung der projizierten FO



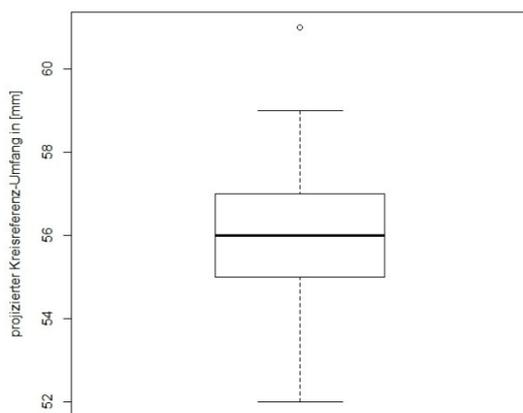
Verteilung der kalibrierten FO



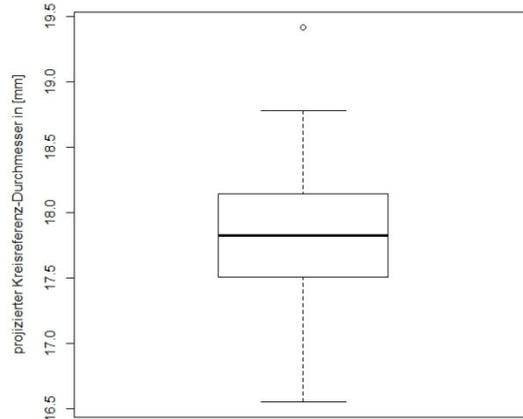
Verteilung der Kalibrierungsfaktoren



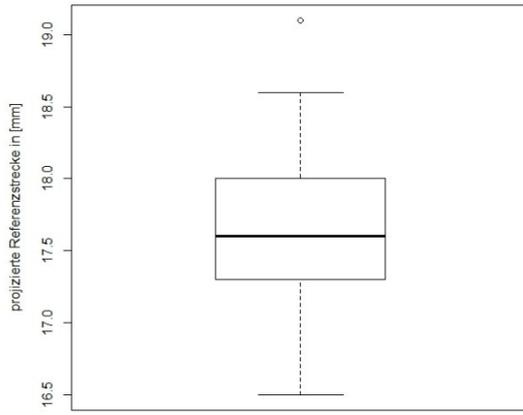
Verteilung der projizierten Kreisreferenz-Umfänge



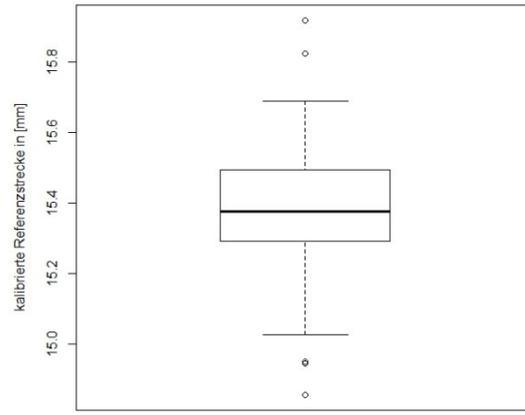
Verteilung der projizierten Kreisreferenz-Durchmesser



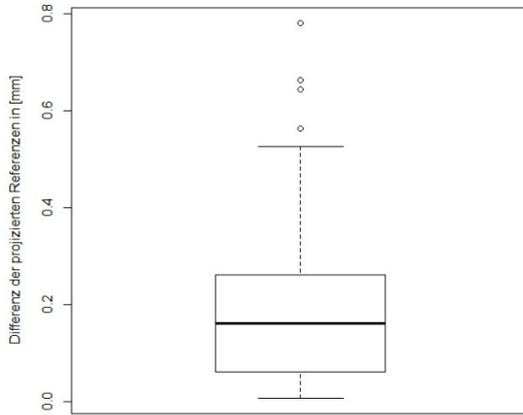
Verteilung der projizierten Referenzstrecken



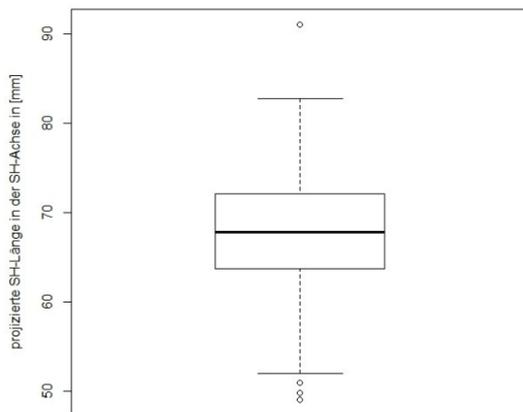
Verteilung der kalibrierten Referenzstrecken



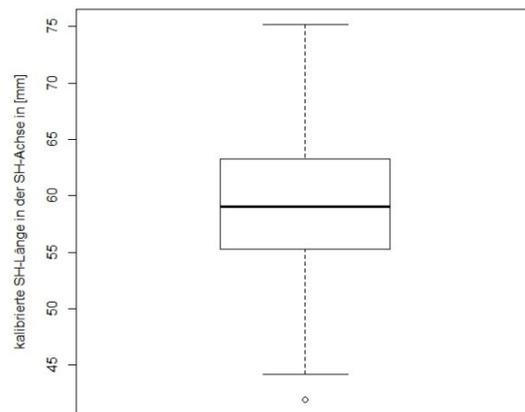
Verteilung der Differenzen der projizierten Referenzen



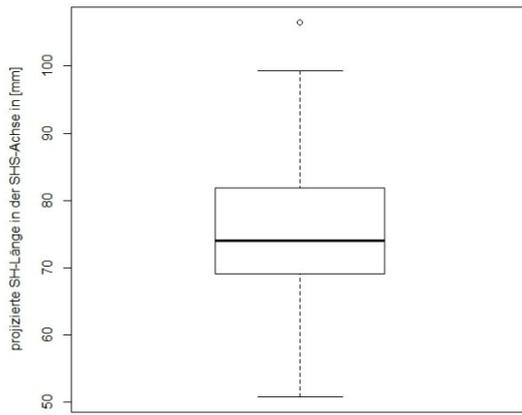
Verteilung der projizierten SH-Längen in der SH-Achse



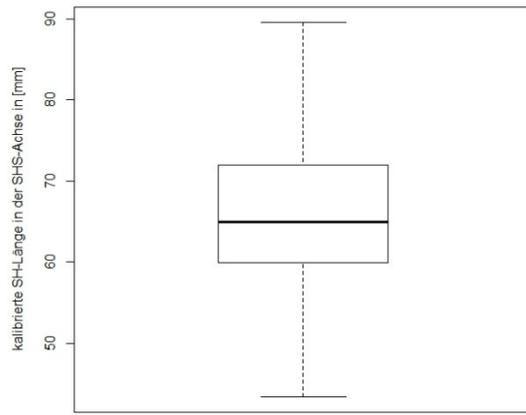
Verteilung der kalibrierten SH-Längen in der SH-Achse



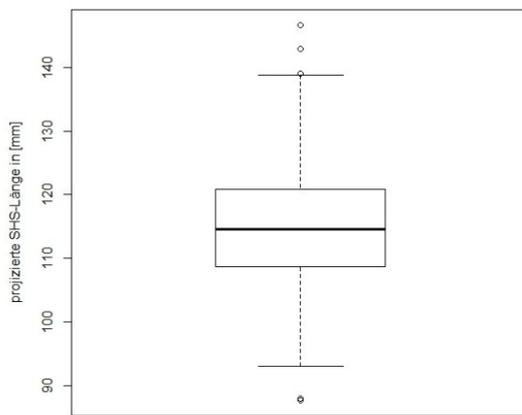
Verteilung der projizierten SH-Längen in der SHS-Achse



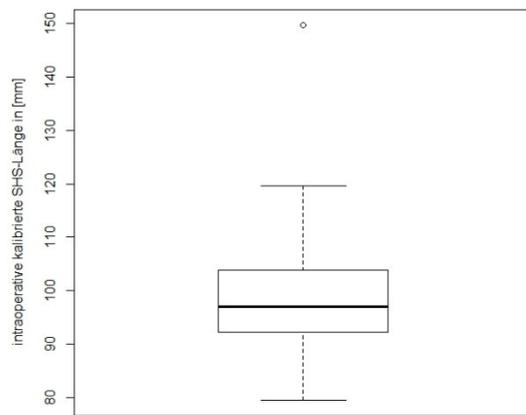
Verteilung der kalibrierten SH-Längen in der SHS-Achse



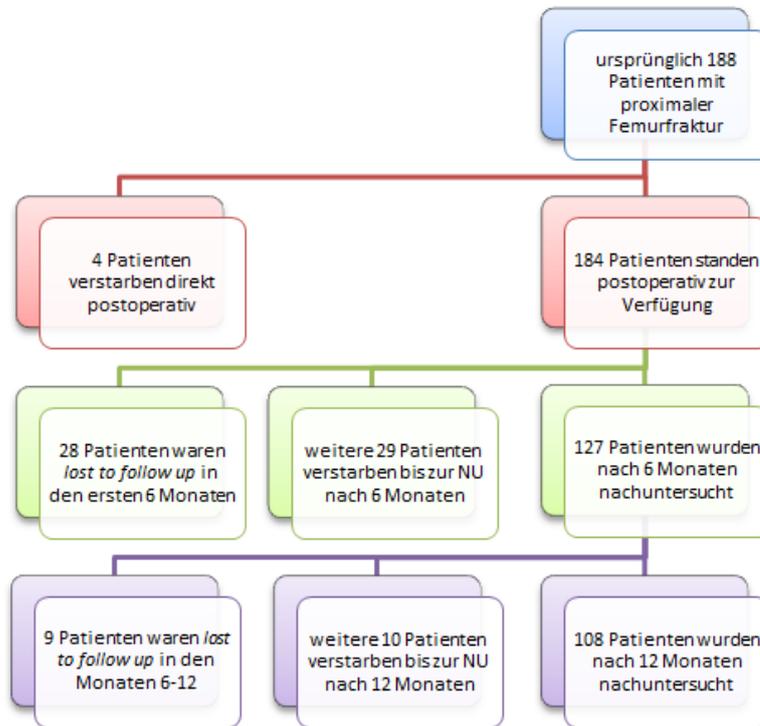
Verteilung der projizierten SHS-Längen



Verteilung der intraoperativen kalibrierten SHS-Längen

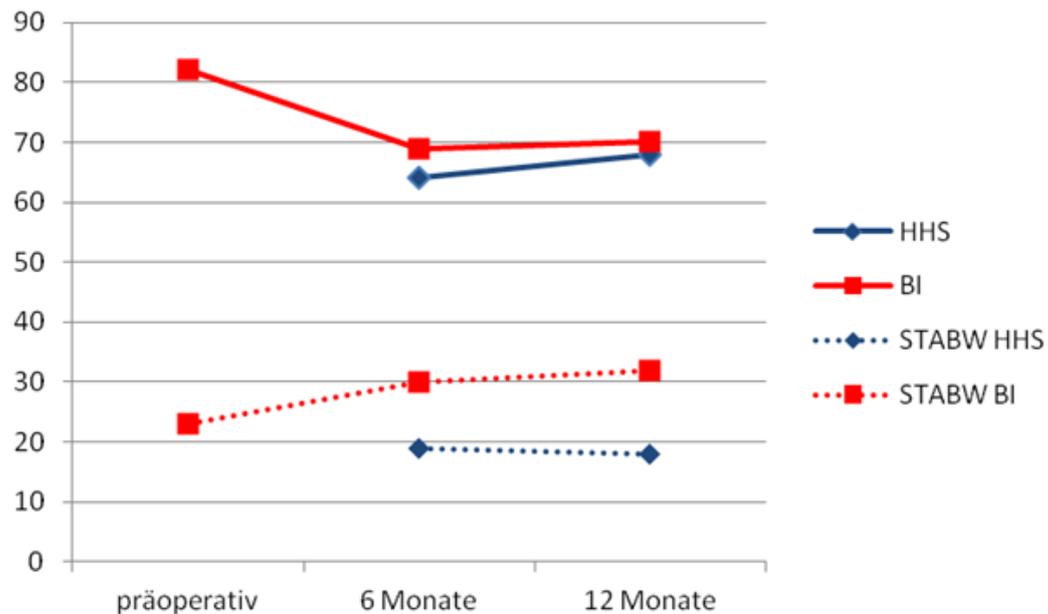


9.5. Klinische Nachuntersuchungen (NU) nach 6 und 12 Monaten

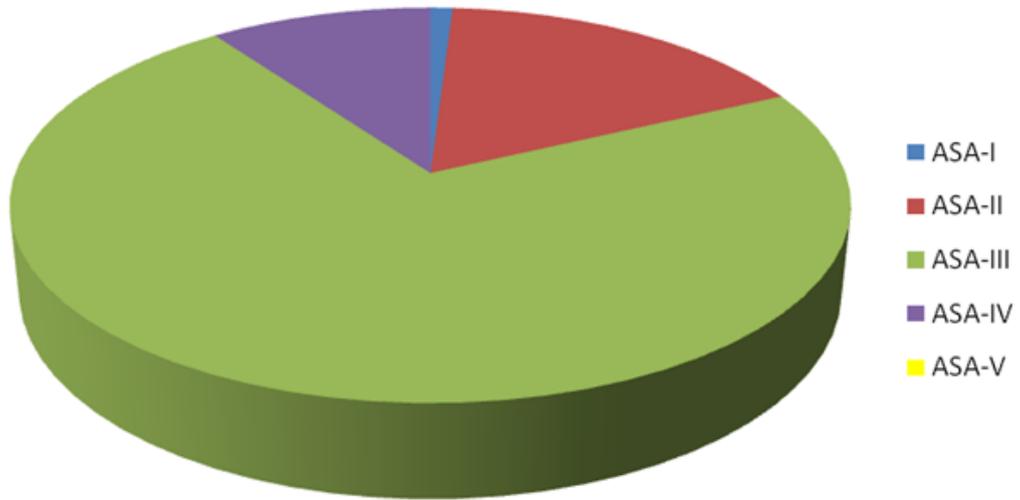


9.5.1. Harris Hip Score (HHS) und Barthel-Index (BI)

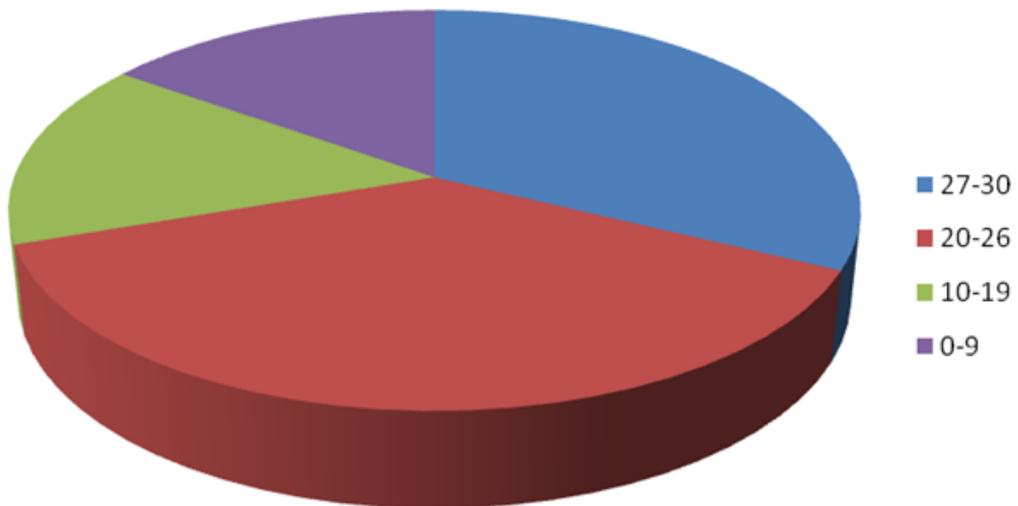
Mittelwerte und Standardabweichungen (STABW)



9.5.2. Präoperativer ASA-Score



9.5.3. Ergebnisse des MMST zum Zeitpunkt der Aufnahme



10. Verzeichnis der akademischen Lehrer

10.1. Meine akademischen Lehrer waren in Bad Wildungen:

Eigendorf, Peter

Garber, Kirsten

Lienhard, Heiko, Dr.

Miehlke, Thomas, Dr.

Petric, Catalina

10.2. In Castlebar:

Gibbons, John, Dr.

Hughes, Bridget

Khan, Iqbal

O'Grady, Paul

Rowland, Patrick

10.3. In Erfurt:

Ende, Katrin, Dr.

Härtwig, Kerstin, Dr.

Lamster, Elisabeth, Dr.

Meyer, Almut, Dr.

Scharf, Jens-Gerd, Prof. Dr.

10.4. In Fulda:

Al-Hallawi, Akram

Brauckmann, Ulrich, Dr.

Gyurdzehva, Lina

Jaspersen, Daniel, Prof. Dr.

Kälble, Tilman, Prof. Dr.

Kern, Peter, M., Prof. Dr.

Koeszegi, Dora

Lange, Julia

Müller, Felix

Na, Kyung-A

Prszybyla, Bartosz

Steinchen, Nikolai, Dr.

10.5. In Kasan:

Varlamov, Alexander

10.6. In Marburg:

Alter, Peter, Prof. Dr.

Arhelger, Rolf, Dipl.-Ing.

Attrodt, Anne, Dr.

Baarlink, Christian, Dr.

Baum, Erika, Prof. Dr.

Bartsch, Detlef K., Prof. Dr.

Barth, Helmuth, Dr.

Baumann, Klaus H., Dr.

Becker, Annette, Prof. Dr.

Becker, Stephan, Prof. Dr.

Berthelmann, Thomas, Dr.

Beutel, Björn, Dr.

Bien, Siegfried, Prof. Dr.

Blanarsch, Doris

Bösner, Stefan, Priv.-Doz. Dr.

Brendel, Cornelia, Dr.

Bücking, Benjamin, Priv.-Doz. Dr.

Carl, Barbara, Dr.

Cetin, Yalcin, Prof. Dr.

Colcuc, Christian, Dr.

Czubayko, Frank, Prof. Dr.

Daniel, Hannah, Dipl.-Biomath.

Dannowski, Udo, Prof. Dr. Dr.

Daut, Jürgen, Prof. Dr.

Debus, Florian, Dr.

Dinges, Gerhard, Dr.

Dodel, Richard, Prof. Dr.

Donner-Banzhoff, Norbert, Prof. Dr.

Duda, Volker, Dr.

Eickmann, Markus, Dr.

Elsässer, Hans-Peter, Prof. Dr.

El-Zayat, Bilal Farouk, Dr.

Fendrich, Volker, Prof. Dr.

Fenner, Nikola, Dr.
Fischer, Ingo, Dr.
Frink, Michael, Prof. Dr.
Fuchs-Winkelmann, Susanne, Prof. Dr.
Geks, Josef, Dr.
Gjorgjevski, Marko
Glatzl, Anna, Dr.
Goeze, Almut, Dr.
Görg, Christian, Prof. Dr.
Görg, Tilman
Greene, Brandon, Dipl.-Math.
Gress, Thomas Mathias, Prof. Dr.
Greulich, Timm, Dr.
Grikscheit, Katharina, Dr.
Grosse, Robert, Prof. Dr.
Harries, Carlotta, Dr.
Häußermann, Rainer, Dr.
Hegele, Axel, Prof. Dr.
Hertl, Michael, Prof. Dr.
Heymann, Paul, Dr.
Heyse, Thomas, Priv.-Doz. Dr.
Himpel, Michael, Dr. Dr.
Hoch, Stephan, Dr.
Hofmann, Rainer, Prof. Dr.
Hofmann, Thomas, Dr.
Höffken, Helmut, Priv.-Doz. Dr.
Holland, Angelique, Dr.
Hoyer, Joachim, Prof. Dr.
Irsusi, Marc, Dr.
Jerrentrup, Andreas, Dr.
Jomaa, Hassan, Priv.-Doz. Dr.
Josephs, Dennis
Kann, Peter Herbert, Prof. Dr. Dr.
Kepura, Frauke, Dr.
Khatib, Muhannad
Kill, Clemens, Priv.-Doz. Dr.
Kinscherf, Ralf, Prof. Dr.

Kircher, Tilo, Prof. Dr.
Kirschbaum, Andreas, Priv.-Doz. Dr.
Klapp, Christian
Klemmer, Andreas, Dr.
Klose, Klaus Jochen, Prof. Dr. Studiendekan
Knöppel, Carmen, Dr.
Koczulla, Andreas Rembert, Prof. Dr.
Köhler, Siegmund, Dr.
König, Arne, Prof. Dr.
Koolman, Jan, Prof. Dr.
Kretschmer, Frank, Dr. Dr.
Krüger, Antonio, Priv.-Doz. Dr.
Kühne, Christian, Prof. Dr.
Kühnert, Maritta, Prof. Dr.
Lechler, Philipp, Dr.
Leonhardt, Andreas, Priv.-Doz. Dr.
Lill, Roland, Prof. Dr.
Lohoff, Michael, Prof. Dr.
Lüsebrink, Ulrich, Dr.
Maier, Rolf Felix, Prof. Dr.
Maisner, Andrea, Prof. Dr.
Malcherczyk, Dominik, Dr.
Meisgeier, Axel, Dr.
Metzelder, Stephan, Dr.
Meyer, Christian, Dr.
Michl, Patrick, Prof. Dr.
Moll, Christine, Dr. Dr.
Moll, Roland, Prof. Dr.
Moosdorf, Rainer, Prof. Dr.
Mueller, Ulrich, Prof. Dr. Dr.
Müller, Reinhard, Dipl.-Ing.
Mutters, Reinier, Prof. Dr.
Neff, Andreas, Prof. Dr. Dr.
Neubauer, Andreas, Prof. Dr.
Neubauer, Ellen, Dr.
Nilles, Nils
Nimphius, Wilhelm, Dr.

Nimsky, Christopher, Prof. Dr.
Oertel, Wolfgang Hermann, Prof. Dr. Dr.
Opitz, Egbert, Dr.
Pagenstecher, Axel Frieder, Prof. Dr.
Pantazis, Georgios, Dr.
Pape-Meyer, Isabell
Parahuleva, Mariana, Dr.
Patrascan, Cecilia-Carmen, Dr.
Peterlein, Christian-Dominik, Priv.-Doz. Dr.
Pfützner, Wolfgang, Prof. Dr.
Plant, Timothy David, Prof. Dr.
Ramaswamy, Annette, Dr.
Renz, Harald, Prof. Dr.
Richter, Gerd, Prof. Dr.
Riera Knorrenschild, Jorge, Dr.
Ries, Vincent, Priv.-Doz. Dr.
Riße, Manfred, Prof. Dr.
Rosenow, Felix, Prof. Dr.
Rost, Birgit, Dr.
Röttgers, Hans Onno, Dr. Dipl.-Psych.
Ruchholtz, Steffen, Prof. Dr.
Schales, Christian, Dr.
Schäfer, Helmut, Prof. Dr. Dekan
Schäfer, Martin, Dr.
Schieffer, Bernhard, Prof. Dr.
Schierl, Mathias, Dr.
Schmidt, Ansgar, Dr.
Schmidt, Stephan, Prof. Dr.
Schneider, Joachim, Prof. Dr.
Schröder, Frank Michael, Dr.
Schröder, Jochen
Schuh, Ulrich, Dr.
Schulze, Stephan, Priv.-Doz. Dr.
Schüttler, Karl-Friedrich, Dr.
Schwarming, Tim, Dr.
Seifart, Carola, Dr.
Seipelt, Peter, Dr.

Seitz, Jürgen, Prof. Dr.
Seiß, Oliver
Sekundo, Walter, Prof. Dr.
Sevinc, Selim, Dr.
Shams-Eldin, Hosam, Dr.
Sibai, Emad
Skrobek, Lennart, Dr.
Steinfeldt, Thorsten, Prof. Dr.
Steiniger, Birte, Prof. Dr.
Steinkamp, Martin, Priv.-Doz. Dr.
Stiewe, Thorsten, Prof. Dr.
Streubel, Kathrin, Dr.
Strik, Herwig, Prof. Dr.
Strzelczyk, Adam, Priv.-Doz. Dr.
Suske, Guntram, Prof. Dr.
Tackenberg, Björn, Priv.-Doz. Dr.
Timmesfeld, Nina, Dr.
Vogelmeier, Claus, Prof. Dr.
Vogt, Sebastian, Prof. Dr.
Vorwerk, Hilke, Prof. Dr. Dipl.-Phys.
Wagner, Uwe Armin Georg, Prof. Dr.
Wallot, Ines, Dr.
Wandel, Nina, Dr.
Weihe, Eberhard, Prof. Dr.
Wenner, Yaroslava, Dr.
Westermann, Heiko
Westhoff, Christina, Dr.
Wiegand, Susanne, Prof. Dr.
Wißniowski, Th. Till, Dr.
Wollmer, Ellen, Dr.
Worzfeld, Thomas, Prof. Dr.
Wrocklage, Christian, Dr.
Wulf, Hinnerk Friedrich Wilhelm, Prof. Dr.
Zavorotnyy, Maxim, Dr.
Ziring, Ewgeni, Dr.
Zwiorek, Lutz, Dr.

10.7. In Paderborn:

Blank, Stephan, Dr.

Knorr, Thomas, Dr.

Luft, Marcus, Dr.

Mahlke, Lutz, Dr.

Meyer, Stefan, Dr.

Reiner, Waldemar

Reinke, Felicitas

11. Danksagung

Zunächst einmal möchte ich vor allem den Betreuern meiner Doktorarbeit, Prof. Dr. med. Steffen Ruchholtz und Dr. med. Philipp Lechler, danken, dass ich diese Doktorarbeit unter ihrer Leitung durchführen konnte. Ohne ihre Hilfe und konstruktive Kritik wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Auch im Hinblick auf die statistische Auswertung der erhobenen Daten gilt Dr. med. Philipp Lechler mein ganz besonderer Dank. Zudem möchte ich hiermit Herrn Jochen Schröder, der mir zu Beginn meiner Arbeit mit Rat und Tat zur Seite stand, meinen Dank ausdrücken.

Des Weiteren möchte ich mich bei Priv.-Doz. Dr. med. Benjamin Bücking und seinen Mitarbeitern für das Erheben und Bereitstellen ihrer Ergebnisse der RePROF-Studie und die gute Kooperation bedanken. Ebenfalls danke ich Dr. med. Christoph Kolja Boese für seinen Rat und die Unterstützung, sowie die Erlaubnis zur Anwendung der mathematischen Methode.

Ein weiteres Dankeschön widme ich Herrn Torsten Schneider, für seine freundliche Unterstützung beim, nicht immer ganz einfachen, Beschaffen der Röntgenbilder.

Zu guter Letzt möchte ich mich ganz herzlich bei meiner Familie und meinen Freunden, hier ganz besonders bei meinen Eltern Cornelia und Michael Andreas Josef Seifert, sowie meinem Bruder Lukas Seifert und meinen Freunden Sebastian Lucien André, Verena Anna Bergmeister, Steffen Schmidt, Florian Seifert und Nailya Niyazovna Shakirova bedanken, die mich auch in schwierigen Zeiten ausgehalten und wieder aufgebaut haben. Ohne ihre Unterstützung wäre ich nie so weit gekommen.

Vielen Dank!