

aus der Klinik für Allgemeine, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. Wolfgang Böcker

**Das Cortical Step Sign und das Diameter Difference Sign  
zur Evaluation intraoperativer Torsionsfehlstellungen  
in der subtrochantären Region**

**Eine Untersuchung am Kadavermodell**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Miriam Olivia Bogusch  
aus Moers

2022

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Christian Zeckey

Mitberichterstatter: PD Dr. Hermann Anetzberger  
Prof. Dr. Stefan Piltz

Promovierter Betreuer der Arbeit: Dr. med. Alexander Keppler

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 19.05.2022

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b> .....	<b>1</b>
<b>1.1 Subtrochantäre Femurfrakturen</b> .....	<b>1</b>
1.1.1 Epidemiologie .....	1
1.1.2 Ätiologie und Risikofaktoren.....	2
1.1.3 Anatomischer Aufbau.....	2
1.1.3.1 Definition der subtrochantären Region.....	5
1.1.3.2 Funktionelle Anatomie und Biomechanische Besonderheiten.....	6
1.1.4 Klassifikationen.....	8
1.1.4.1 AO-Klassifikation.....	8
1.1.4.2 Seinsheimer-Klassifikation .....	9
1.1.5 Diagnostik und klinisches Bild .....	9
<b>1.2 Therapie subtrochantärer Femurfrakturen</b> .....	<b>10</b>
1.2.1 OP-Zeitpunkt.....	11
1.2.2 Konservative Therapie.....	11
1.2.3 Operative Therapie .....	11
1.2.3.1 Extramedulläre Verfahren.....	12
1.2.3.2 Intramedulläre Verfahren.....	12
1.2.3.3 OP-Technik mit intramedullärem Implantat .....	13
1.2.4 Nachbehandlung und Prävention .....	15
<b>1.3 Komplikationen in der Therapie subtrochantärer Femurfrakturen</b> .....	<b>16</b>
1.3.1 Torsionsfehlstellungen.....	18
1.3.1.1 Messverfahren .....	20
1.3.1.2 Cortical Step Sign und Diameter Difference Sign.....	22
<b>2. Fragestellung und Ziele</b> .....	<b>24</b>
<b>3. Material und Methoden</b> .....	<b>25</b>
<b>3.1 Kollektiv</b> .....	<b>25</b>
<b>3.2 Modell zur Fraktursimulation</b> .....	<b>25</b>

<b>3.3 Datenerhebung und Messmethoden .....</b>	<b>26</b>
<b>3.4 Statistik.....</b>	<b>29</b>
<b>4. Ergebnisse .....</b>	<b>31</b>
<b>4.1 Messwerte .....</b>	<b>31</b>
4.1.1 Außentorsion a.p. Ansicht.....	32
4.1.2 Außentorsion laterale Ansicht.....	33
4.1.3 Innentorsion a.p. Ansicht.....	34
4.1.4 Innentorsion laterale Ansicht .....	35
<b>4.2 Mittlere absolute Differenzen .....</b>	<b>36</b>
<b>4.3 Korrelation der Variablen in Torsionsrichtung.....</b>	<b>42</b>
<b>4.4 Logistische Regressionsmodelle .....</b>	<b>43</b>
<b>4.5 ROC Analysen.....</b>	<b>46</b>
<b>5. Diskussion .....</b>	<b>48</b>
<b>5.1 Diskussion der Ergebnisse .....</b>	<b>49</b>
<b>5.2 Diskussion der Methoden.....</b>	<b>51</b>
<b>5.3 Hauptergebnisse und Schlussfolgerung.....</b>	<b>55</b>
<b>6. Zusammenfassung .....</b>	<b>57</b>
<b>7. Verzeichnisse.....</b>	<b>59</b>
7.1 Tabellenverzeichnis.....	59
7.2 Abbildungsverzeichnis .....	60
7.3 Abkürzungsverzeichnis .....	62
7.4 Literaturverzeichnis.....	63

<b>8. Anhang .....</b>	<b>68</b>
<b>8.1 Verweis auf Publikation.....</b>	<b>68</b>
<b>9. Danksagung .....</b>	<b>69</b>
<b>10. Affidativ .....</b>	<b>70</b>

# 1. Einleitung

## 1.1 Subtrochantäre Femurfrakturen

### 1.1.1 Epidemiologie

Subtrochantäre Femurfrakturen bilden zusammen mit den Frakturen der Trochanterregion, des Schenkelhalses und des Femurkopfes die Gruppe der proximalen Femurfrakturen.

Die proximalen Bestandteile des Femur sind deutlich häufiger von Frakturen betroffen als die mittleren und distalen Femuranteile [1]. Mit 162263 von 188490 stationär behandelten Femurfrakturen in Deutschland im Jahr 2017 zählt die proximale Femurfraktur zu den häufigsten skelettalen Verletzungen des menschlichen Körpers [1]. Etwa 10-15% der Frakturen dieser Gruppe entfallen dabei auf die subtrochantäre Region [2]. Im Jahr 2017 belief sich die Inzidenz auf 15 Frakturen pro 100000 Einwohner pro Jahr, was einer Gesamtzahl von 13444 entsprach. Im Alter von über 65 Jahren lag die Inzidenz in der deutschen Bevölkerung bei 66 Frakturen pro 100000 Einwohnern pro Jahr [1].

Auch in den Sterbeziffern spiegelt sich die Dominanz der proximalen Femurfrakturen wider: Im Jahr 2017 verstarben in Deutschland 6303 Menschen an einer Fraktur des Femur, in 4874 Fällen betraf diese den proximalen Bereich [1].

Die Inzidenz proximaler Femurfrakturen nimmt mit steigendem Alter zu. Fast 80% der betroffenen Patienten sind mindestens 75 Jahre alt und das Durchschnittsalter liegt bei 80,5 Jahren, demzufolge sind proximale Femurfrakturen überwiegend Verletzungen des höheren Alters [3]. Aufgrund des demografischen Wandels wird der Anteil der  $\geq 65$ -Jährigen in Deutschland für das Jahr 2050 auf ca. 30% geschätzt [2]. Der steigende Anteil alter Menschen in der Bevölkerung bringt demnach auch eine steigende Inzidenz alterstypischer Verletzungen wie der subtrochantären Femurfraktur mit sich [1, 4-6]. In einer Studie von Frerichmann et al. wurden über zwei Jahre Krankenkassendaten von 23 Millionen Versicherten gesammelt und die Krankenhausaufenthalte von Patienten  $\geq 60$  Jahren mit proximalen Femurfrakturen extrahiert und analysiert. Diesen Daten zufolge ist bis zum Jahr 2050 mit einer dramatischen Zunahme der Verletzungen in der Altersgruppe  $\geq 85$  Jahren von 351% zu rechnen [7]. Für die Entwicklung der Anzahl proximaler Femurfrakturen bedeutet dies eine Verdopplung der Fallzahlen des Jahres 2005 bis zum Jahr 2050, die ausschließlich aus einem Fallanstieg innerhalb der Altersgruppen 75-84 Jahre und  $\geq 85$  Jahre resultiert. Darüber hinaus ist unter Betrachtung der demografischen Entwicklung auch mit einem deutlichen Anstieg der Kosten, die in Deutschland jährlich durch die Behandlung proximaler Femurfrakturen verursacht werden und sich aktuell auf 2-4 Milliarden Euro pro Jahr belaufen, zu rechnen [7].

### **1.1.2 Ätiologie und Risikofaktoren**

Subtrochantäre Femurfrakturen sind typische Verletzungen des höheren Alters. Klassischerweise treten sie bei alten Patienten im Rahmen von Niedrigenergietraumen wie Stürzen aus geringer Höhe oder Stolperstürzen auf [4]. Jüngere Patienten hingegen erleiden diese Frakturform meist bei Hochrasanztraumen wie Verkehrs- und Sportunfällen oder Stürzen aus großer Höhe als Teil eines Polytraumas [8].

Bezüglich des Geschlechts sind Frauen mit einer um bis zu 33% höheren Inzidenzrate deutlich häufiger betroffen als Männer [9]. 2017 waren 9125 der 13444 Patienten mit subtrochantärer Femurfraktur weiblich [1]. Diese Beobachtung lässt sich zu einem erheblichen Teil darauf zurückführen, dass neben dem Alter des Patienten die Vorerkrankung an Osteoporose den wichtigsten Risikofaktor für diese Frakturform darstellt [10]. Da Osteoporose mit dem Abbau von Knochensubstanz einhergeht und sich letztere direkt auf die Stabilität des Knochens und dessen Resistenz gegenüber Frakturen auswirkt, führt der Verlust an Knochendichte zu einem deutlich erhöhten Risiko für Frakturereignisse. Weltweit werden ca. zwei Millionen hüftgelenksnahe Femurfrakturen durch Osteoporose mitverursacht [2]. Zu einer Verringerung der Knochendichte kommt es mit fortschreitendem Alter zwar bei beiden Geschlechtern, jedoch sind postmenopausale Frauen deutlich häufiger und ausgeprägter betroffen als Männer [1, 3, 5]. Weitere ernstzunehmende Risikofaktoren auch im Hinblick auf Osteoporose sind Multimorbidität sowie die Vorerkrankung an Diabetes mellitus und die Einnahme von Bisphosphonaten, welche sowohl die Entstehung typischer und atypischer Femurfrakturen begünstigt als auch die Inzidenz dieser und das Risiko für intra- und postoperative Komplikationen erhöht [8, 9, 11, 12]. Vorausgegangene Frakturen gehen ebenfalls mit einem erhöhten Risiko für weitere Frakturen einher [5].

Mit zunehmendem Alter lässt zusätzlich die Muskelkraft nach und der Visus reduziert sich, was zu einer erhöhten Sturzneigung führt. Auch Erkrankungen des zentralen Nervensystems können durch Gangunsicherheit oder Koordinationsstörungen die Sturzneigung beeinflussen [4].

### **1.1.3 Anatomischer Aufbau**

Das Femur ist der längste Knochen des menschlichen Körpers und stellt die knöcherne Grundlage des Oberschenkels dar. Es lässt sich entsprechend aller langen Röhrenknochen in einen Schaft, die Diaphyse, dessen endständige Anteile, die zwei Metaphysen, und zwei verdickte Endstücke, die Epiphysen, unterteilen (Abb. 1).

Der proximale Teil des Femur setzt sich aus dem kugelförmigen Kopf, Caput femoris, und dem Hals, Collum femoris, zusammen. Dieser lässt sich wiederum vom Schaft, Corpus femoris, abgrenzen. Der distale Teil des Femur wird von jeweils einem medialen und lateralen Condylus geformt.

Am proximalen Schaftende befinden sich lateral der Trochanter major, der sich nach medial zur Fossa trochanterica einsenkt, und der nach dorsomedial vorgewölbte Trochanter minor. Zwischen den beiden

Trochantern verlaufen ventral die Linea intertrochanterica und dorsal die Crista intertrochanterica. Auf der Dorsalseite des Femurschafts unterhalb des Trochanter minor verläuft die sich aus einem Labium mediale und laterale zusammensetzende Linea aspera. Nach proximal entspringt aus dem Labium laterale die Tuberositas glutea, nach distal fassen die beiden Labia die Facies poplitea zwischen sich. Diese Knochenleisten dienen, wie auch die beiden Trochanter, als Ursprungs- und Ansatzflächen verschiedener Muskeln und steigern durch eine Vergrößerung der Querschnittsfläche die Tragfähigkeit des Femurschafts. An der Spitze des Trochanter major setzt der M. piriformis an, an der Hinterseite der M. gluteus medius, ventrolateral der M. gluteus minimus und in der Fossa trochanterica die kurzen Außenrotatoren. Der Trochanter minor ist zum einen Ansatzpunkt des M. iliopsoas, zum anderen ist er Teil der Abstützung der medialen Kortikalis des Schenkelhalses (Calcar) [2, 13].

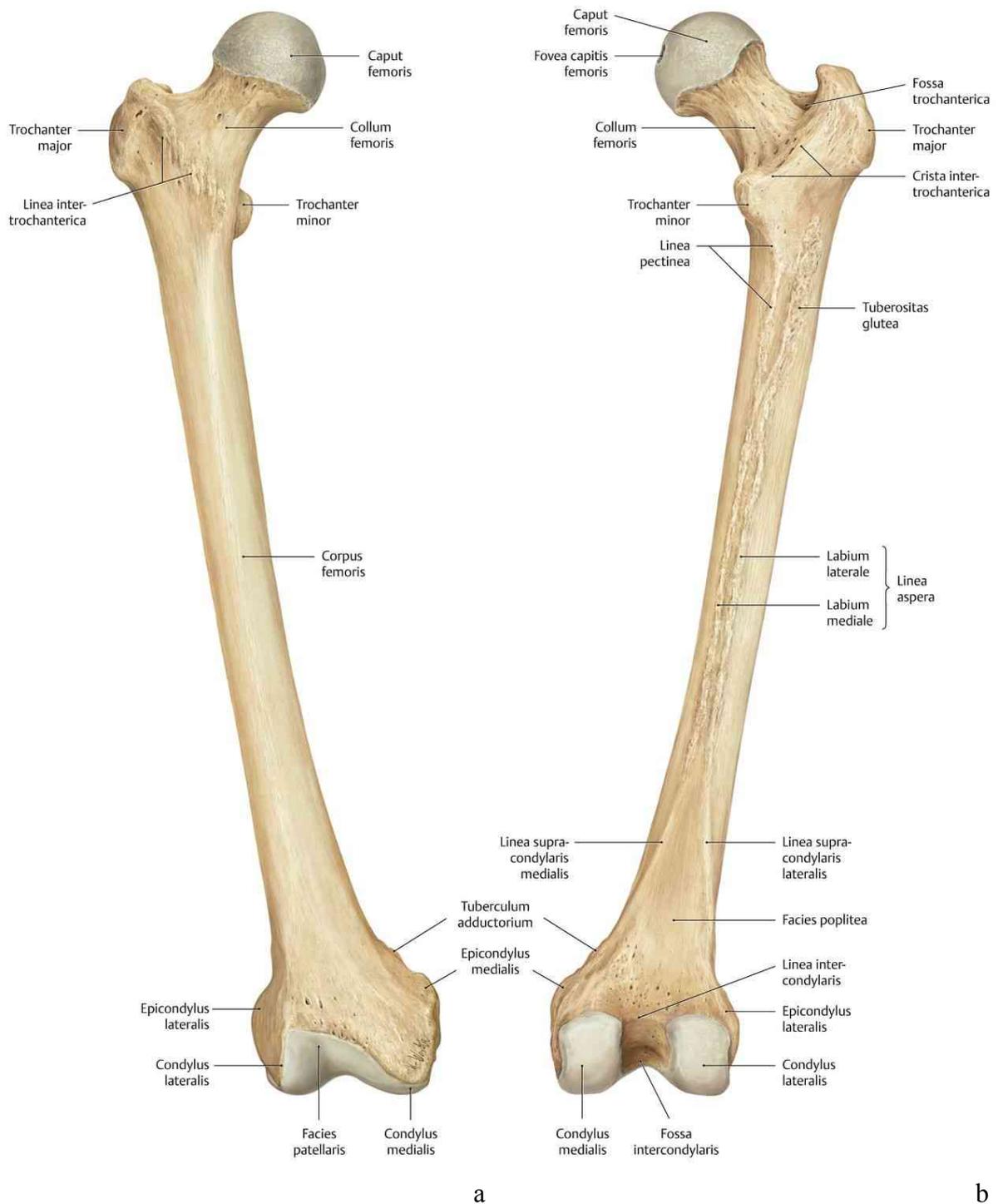


Abbildung 1: Oberschenkelknochen (Os femoris) der rechten Seite als Ganzes. a: Ansicht von vorne. b: Ansicht von hinten. Aus: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Prometheus Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Untere Extremität. 2018 5. Auflage, Thieme.

### 1.1.3.1 Definition der subtrochantären Region

Proximale Femurfrakturen umfassen neben Frakturen des Schenkelhalses sowohl die Frakturgruppe der Trochanter- als auch die der subtrochantären Region, wobei sich bei unklaren Frakturlinien auch Mischformen ergeben können. Frakturen der pertrochantären Region betreffen das Trochantermassiv und verlaufen zwischen Trochanter major und minor [2, 14]. Die subtrochantäre Region erstreckt sich vom Unterrand des Trochanter minor bis 5 cm distal. Zur distalen Begrenzung finden sich in der Literatur unterschiedliche Angaben, demnach variiert sie zwischen 3 cm distal des Trochanter minor und dem Isthmus des Femurschaftes, wird aber überwiegend als 5 cm distal des Trochanter minor definiert [15]. Subtrochantäre Frakturen unterscheiden sich von pertrochantären Frakturen durch die Mitbeteiligung der medialen und lateralen Femurkortikalis in der Bruchzone und von Schaftfrakturen durch die Beteiligung der Trochanter am Bruch. Frakturen im subtrochantären Bereich können sowohl die proximale Region miteinbeziehen (pertrochantär, Schenkelhals) als auch nach distal ausstrahlen (diaphysär), allerdings spielt dies für die Art der operativen Stabilisierung meist keine Rolle [16, 17]. Die Einteilung der proximalen Femurfrakturen ist in Abbildung 2 dargestellt.

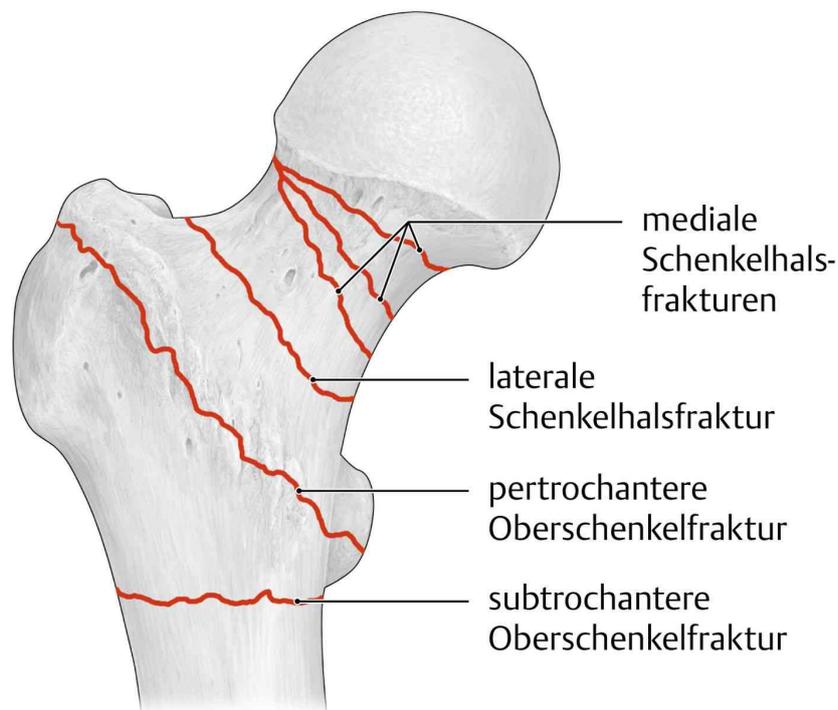


Abbildung 2: Einteilung der proximalen Oberschenkelfrakturen. Aus: Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Prometheus Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Untere Extremität. 2018 5. Auflage, Thieme.

### 1.1.3.2 Funktionelle Anatomie und Biomechanische Besonderheiten

Um den statischen Anforderungen des Körpers gerecht zu werden, weist das Femur einige Besonderheiten auf:

Der Femurschaft ist nach vorn leicht konvex gekrümmt und liegt durch seine nach distomedial verlaufende Achse schräg im Körper. Demnach befindet sich die Tragachse des Körpers medial der Trochanterregion, weshalb auf der Innenseite des Femur durch das darüber lastende Körpergewicht vorwiegend Druckkräfte zu tragen kommen [13, 18]. Der posteromediale Kortex unterhalb des Trochanter minor ist die am stärksten beanspruchte Region des Körpers [19]. Dieser enormen Biegespannung wirkt der Tractus iliotibialis entgegen, ein lateral des Schafts verlaufender Faszienzug in den von dorsokraniel Fasern des M. gluteus maximus und von ventrokraniel Fasern des M. tensor fasciae latae einstrahlen [2]. Durch Muskelkontraktion wird dieser Faszienzug unter Spannung gesetzt und wirkt der Druckbelastung in Form eines Zuggurtungssystems entgegen. Die daraus resultierenden Zuglasten am lateralen proximalen Femur können im Einbeinstand das 3-Fache des Körpergewichts betragen [14].

Zum Ausgleich dieser besonderen Druck- und Dehnungsverteilung innerhalb des Femur ist die intakte Aktion der umliegenden Muskulatur notwendig. Im Fall einer subtrochantären Fraktur kann der auf das Femur wirkende Varusstress nicht mehr ausgeglichen werden und es kommt durch die auf diesen Bereich einwirkenden Muskelzüge zu typischen Fehlstellungen der Frakturfragmente. Durch den Zug des M. gluteus medius, M. gluteus minimus, der kurzen Außenrotatoren und des M. iliopsoas wird das proximale Fragment typischerweise abduziert, flektiert und außenrotiert, wohingegen das distale Fragment durch den Zug der Adduktoren und des M. gracilis adduziert und außenrotiert wird. Das Femur ist verkürzt und befindet sich in Varusstellung [2, 9].

Die Höhe der einwirkenden Zug- und Druckkräfte hängt darüber hinaus von der Steilheit des sogenannten Kollodiaphysenwinkel (Centrum-Collum-Diaphysenwinkel, CCD-Winkel) ab, der am proximalen Ende des Femur von Schenkelhals und Femurschaftachse gebildet wird. Dieser Winkel ändert sich im Laufe des Lebens von 150° beim Neugeborenen bis 120° im höheren Lebensalter. Die Größe des Winkels beeinflusst sowohl die Belastung des Hüftgelenks und Schenkelhalses, als auch den Bewegungsumfang in der Hüfte. Als Coxa Valga bezeichnet man einen vergrößerten Winkel, der mit einer Erhöhung der Druckbelastungen einhergeht. Erhöhte Zugbelastungen wiederum entstehen durch einen verkleinerten Winkel, der als Coxa vara bezeichnet wird [20].

Der Schenkelhals ist gegen die Querachse der Kondylen nach ventral gerichtet und bildet einen weiteren essentiellen Winkel, den Antetorsionswinkel (Abb. 3). Er beträgt durchschnittlich 12° (a), beim Kleinkind ca. 30°. Seine Größe resultiert aus verstärkter bzw. abgeschwächter Torsion des Femurschaftes. Bei vergrößertem Winkel (Coxa antetorta) kommt es zur vermehrten Innenrotation des Beines und der Fußspitzen mit entsprechend verändertem Gangbild und eingeschränkter Außenrotationsfähigkeit (b). Ein verkleinerter Winkel (Coxa retortorta) hingegen führt zu vermehrter Außenrotation von Bein und Fußspitzen bei eingeschränkter Innenrotationsfähigkeit (c) [20].

Die Veränderung des Antetorsionswinkels und dessen Auswirkungen auf das klinische Bild des Patienten sind für die vorliegende Studie von besonderem Interesse, da dieses Phänomen auch bei fehlerhafter operativer Reposition und Versorgung von Femurfrakturen auftritt. Eine fehlerhafte Reposition von Frakturfragmenten führt demnach ebenfalls zu einer Veränderung der physiologischen Winkelgröße, was sowohl die Rotation des Beines und Fußes als auch die Beweglichkeit des Hüftgelenks und das Gangbild beeinflusst [13].

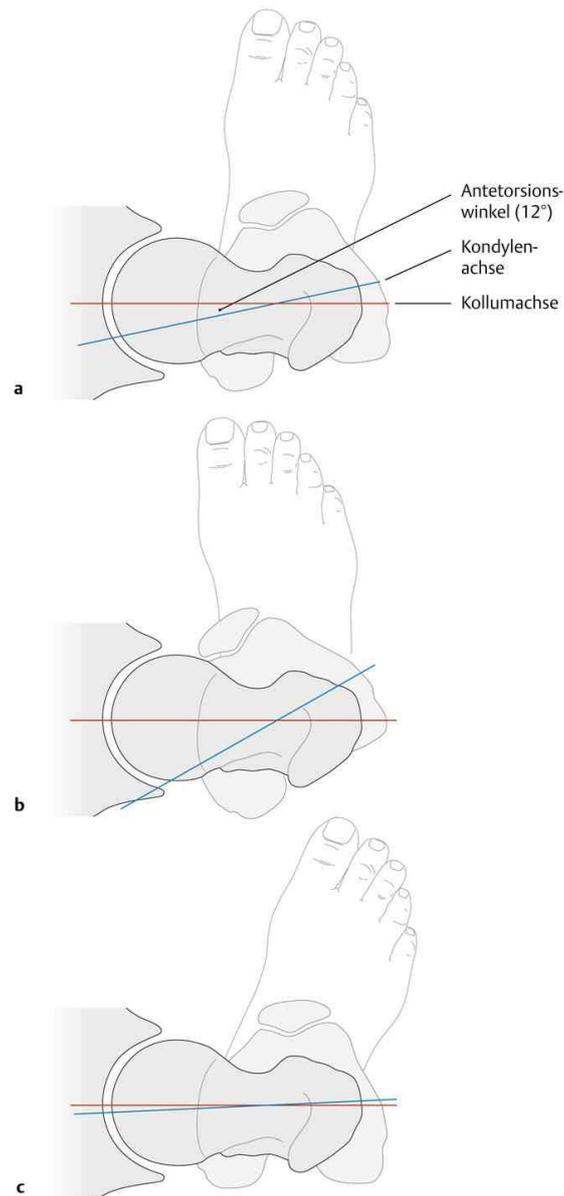


Abbildung 3: Torsionsfehlstellungen des Schenkelhalses. a: normaler Antetorsionswinkel, b: vergrößerter Antetorsionswinkel, c: verkleinerter Antetorsionswinkel. Aus: Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Untere Extremität. 2018 5. Auflage, Thieme.

## 1.1.4 Klassifikationen

Die subtrochantäre Region ist sowohl aus anatomischen als auch aus biomechanischen Gesichtspunkten anspruchsvoll, weshalb es schwierig ist, ein einheitliches und gut reproduzierbares Klassifikationssystem zu schaffen. Es existieren über 15 in Publikationen beschriebene Klassifikationssysteme für subtrochantäre Femurfrakturen, deren Einteilungen sich jeweils an verschiedenen Fraktureigenschaften (Fragmentzahl, Frakturlinien und -höhe, Dislokation) orientieren [15, 16]. Die Klassifizierung erfolgt dabei unter Betrachtung konventioneller Röntgenbilder.

### 1.1.4.1 AO-Klassifikation

Die im deutschsprachigen Raum gängigste Klassifikation für subtrochantäre Femurfrakturen ist die AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) - Klassifikation nach Müller et al., die 1990 eingeführt wurde und im Allgemeinen der systematischen Beschreibung von Frakturen im Hinblick auf deren Morphologie und Lokalisation dient (Abb. 4).

Femurfrakturen werden ihr zufolge mit der Hauptziffer 3 gekennzeichnet, subtrochantäre Frakturen werden zu den Femurschaftfrakturen gezählt und erhalten daher zusätzlich die Ziffer 2, also 32 (3: Knochen, 2: Lokalisation) [8]. A-Frakturen stellen einfache Brüche dar, B-Frakturen Brüche mit Biegungskeil und C-Frakturen haben zusätzlich eine Trümmerzone. Zur weiteren Beschreibung des Schweregrads und der Prognose wird jeder Frakturtyp wiederum in drei Gruppen mit jeweils drei Untergruppen unterteilt [2]. Die Stabilität der Fraktursituation reicht von A1.1 als relativ stabil mit guter Prognose bis C3.3 als äußerst instabil mit schlechter Prognose [2, 21]. Zur Veranschaulichung der Untergruppen dient Abbildung 4.

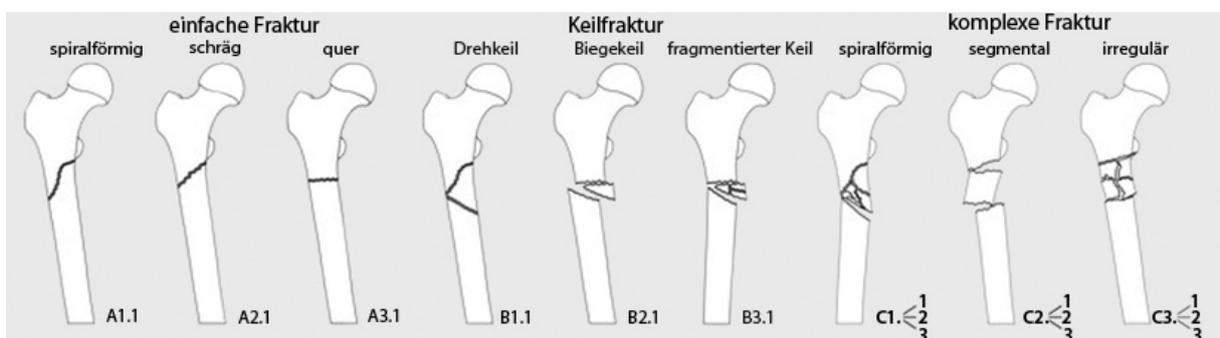


Abbildung 4: AO-Klassifikation für subtrochantäre Femurfrakturen, AO Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen. Aus: Ulmar B, Simon S, Eschler A. Subtrochantäre Femurfrakturen. Der Unfallchirurg 2013; 116: 1097–1114. Mit Erlaubnis von Elsevier und freundlicher Genehmigung von Thomas Wodetzki, Chirurgische Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock.

Trotz der weiten Verbreitung dieses Klassifikationssystems sollte nicht außer Acht gelassen werden, dass die subtrochantäre Fraktur hier den Femurschaftfrakturen zugeteilt wird, einer Frakturgruppe mit anderen biomechanischen Eigenschaften als die der subtrochantären Region [16].

#### 1.1.4.2 Seinsheimer-Klassifikation

Speziell für subtrochantäre Frakturen wurde 1978 die Klassifikation nach Seinsheimer (Abb. 5) entwickelt, die einfache Quer- und Schrägfrakturen (Typ 1,2) von Mehrfragment- und Kombinationsverletzungen des inter- und subtrochantären Bereichs (Typ 3-5) abgrenzt und in fünf verschiedene Frakturtypen unterteilt [22]. Obwohl sie besonders die Mischformen von per- und subtrochantären Frakturen anschaulich abbildet, wurde die Seinsheimer-Klassifikation weitestgehend von der gängigeren AO-Klassifikation abgelöst, da sie besonders durch eine hohe Interobserver-Variabilität an klinischem Stellenwert verloren hat [23].

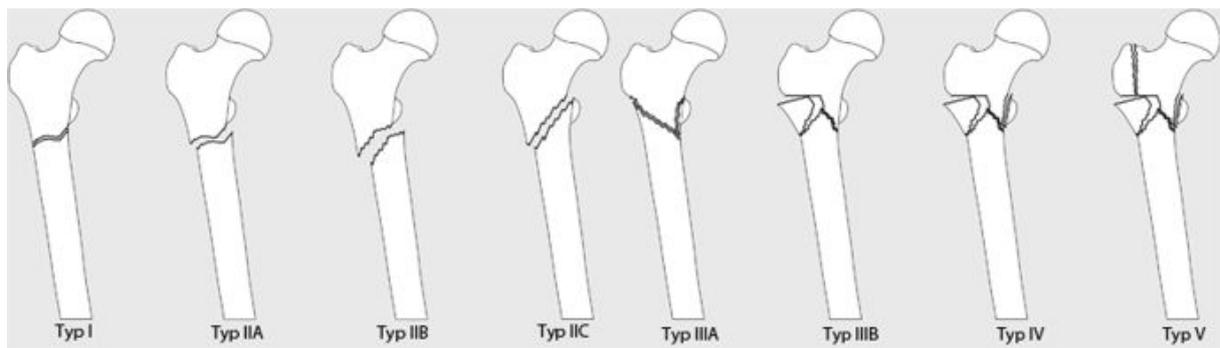


Abbildung 5: Seinsheimer-Klassifikation der subtrochantären Femurfrakturen. Aus: Ulmar B, Simon S, Eschler A. Subtrochantäre Femurfrakturen. *Der Unfallchirurg* 2013; 116: 1097–1114. Mit Erlaubnis von Elsevier und freundlicher Genehmigung von Thomas Wodetzki, Chirurgische Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock.

#### 1.1.5 Diagnostik und klinisches Bild

In der klinischen Untersuchung kann die Beschwerdesymptomatik des Patienten je nach Ausmaß der Verletzung variieren. Das typische Bild der dislozierten subtrochantären Femurfraktur setzt sich aus einer Außentorsion, Flexion und Abduktion des proximalen und einer Adduktion und Außentorsion des distalen Fragments des betroffenen Beins zusammen. Das Femur ist somit verkürzt und befindet sich in Varusstellung [2]. Diese Fehlstellung ist Resultat der auf die Frakturfragmente wirkenden Muskelzüge

der Mm. glutei am Trochanter major und der kurzen Außenrotatoren, die aufgrund der Frakturierung nicht mehr durch ihre muskulären Gegenspieler ausgeglichen werden [24]. Außerdem bestehen Schmerzen bei der aktiven und passiven Bewegung des Beins, insbesondere ein ausgeprägter Rotations- und Stauchungsschmerz sowie Druckschmerz über dem Trochanter major [25]. Besonders bei jüngeren Patienten liegen häufig Mehrfragment- und Trümmerfrakturen vor, die eine ausgeprägte klinische Symptomatik hervorrufen und mit einer deutlichen Instabilität und Deformierung des proximalen Oberschenkels, begleitet von Hämatomen und Schwellungen, einhergehen können [24, 26]. Monotraumen und undislozierte Frakturen hingegen können mit diffusen, teils ins Knie ausstrahlenden Schmerzen in der Hüfte und Leiste zunächst nur gering symptomatisch werden. Unabhängig von der Beschwerdesymptomatik sollten die periphere Durchblutung, Motorik und Sensibilität bei jedem Patienten überprüft und dokumentiert werden [2]. Begleitverletzungen, Vorerkrankungen und Medikation sind ebenfalls abzuklären.

Die Diagnose der subtrochantären Fraktur wird klinisch und radiologisch anhand von Standardaufnahmen des betroffenen Hüftgelenks mit Oberschenkel in zwei Ebenen (a.p. und axialer Strahlengang) und einer (tiefen) Beckenübersichtsaufnahme a.p. gestellt [8, 24, 26]. Zur Abschätzung der Frakturausdehnung nach kaudal und der präoperativen Planung im Hinblick auf lange intramedulläre Implantate sowie bei pathologischen Frakturen sollte zusätzlich eine Abbildung des gesamten Femur mit Kniegelenk vorliegen. Weiterführende Schnittbildverfahren wie die Magnetresonanztomographie (MRT) oder Computertomographie (CT) sind präoperativ nur in speziellen Fällen wie bei Verdacht auf eine okkulten Fraktur, der Mitbeteiligung des Knies oder einer Kombinationsverletzung von Becken oder Acetabulum indiziert [2, 26].

## **1.2 Therapie subtrochantärer Femurfrakturen**

Zu Beginn aller therapeutischen Maßnahmen müssen neben dem Unfallmechanismus zunächst Begleitverletzungen und Weichteilschäden sowie der Allgemeinzustand des Patienten ermittelt werden. Das Therapieziel in der Versorgung subtrochantärer Frakturen ist sowohl die schnelle Wiederherstellung der Anatomie und Funktionalität des betroffenen Beines als auch die zeitnahe Mobilisierung des Patienten [2, 27]. Die Therapie orientiert sich dabei am Alter, den Komorbiditäten sowie individuellen Ansprüchen und Voraussetzungen des Patienten. Die subtrochantäre Femurfraktur gilt insbesondere wegen ihrer hohen Instabilität und schwierigen Reponierbarkeit als die chirurgisch am schwierigsten zu therapierende proximale Femurfraktur [17].

### **1.2.1 OP-Zeitpunkt**

Aus Gründen der Komplikationsprophylaxe ist eine Operation zum frühestmöglichen Zeitpunkt, i.d.R. innerhalb der ersten 24h nach Frakturereignis, indiziert. Die präoperative Wartezeit wirkt sich direkt auf das Outcome der Behandlung aus und beeinflusst alle Ergebnisparameter. Bereits eine Versorgung, die 24 Stunden nach Trauma stattgefunden hat, erhöht die postoperative Komplikationsrate insbesondere für Letalität, Dekubitus und Frührevision um etwa ein Drittel sowie die Sterblichkeit um 6% [17, 28]. Die plötzliche Immobilisation erhöht gerade bei alten und internistisch kranken Patienten das Risiko für Komplikationen wie beispielsweise Thrombosen, Embolien und Pneumonien. Die präoperative Optimierung des Allgemeinzustandes mit kardiopulmonaler Rekompensation, Blutzuckereinstellung, Hämoglobin-Wert und Elektrolytausgleich sollte besonders in dieser Patientengruppe umgesetzt werden. Auch eine adäquate Analgesie sowie suffiziente Thromboembolieprophylaxe sind angezeigt [2, 17, 24]. Oberstes Ziel ist eine möglichst schnelle postoperative Mobilisierung.

### **1.2.2 Konservative Therapie**

Aufgrund der ausgeprägten Instabilität und möglichen resultierenden Fehlstellung der betroffenen Extremität nach einer subtrochantären Femurfraktur ist eine konservative Therapie ungeeignet. Die schnelle Wiederherstellung einer belastungsfähigen Extremität ist gerade für multimorbide Patienten unabdingbar und kann durch konservative Maßnahmen nicht erzielt werden. Obwohl das Erreichen einer Frakturkonsolidierung unter konservativen Verfahren wie der früher praktizierten suprakondylären Extension und Schienung möglich ist, resultieren meist Längen- und Drehdifferenzen. Zudem können Torsions- und Abduktionsfehlstellungen weder ausreichend kontrolliert noch vermieden werden. Auch wegen der erhöhten Morbidität und Mortalität ist die Option der konservativen Versorgung nur noch in wenigen speziellen Fällen wie bei Patienten mit Kontraindikationen für einen operativen Eingriff oder bei Kindern im Vorschulalter mit undislozierten Frakturen angebracht [2, 9, 29]. In diesen Fällen kann ein Beckenbeingips oder eine Overheadextension unter adäquater Schmerztherapie erwogen werden [30].

### **1.2.3 Operative Therapie**

Die operative Therapie ist Mittel der Wahl in der Versorgung von subtrochantären Femurfrakturen. Therapieziel ist die achsenkorrekte und belastungsfähige Wiederherstellung des proximalen Femur, sodass eine frühzeitige Mobilisierung des Patienten möglich ist. Auch auf die Wiederherstellung eines physiologischen Kollodiaphysen- sowie Antetorsionswinkels ist dabei zur Vermeidung postoperativer Komplikationen besonders zu achten. Die korrekte Reposition der Frakturzone mit ausreichendem

Knochenfragmentkontakt ist für eine gute Knochenheilung und zur Vorbeugung sekundärer Dislokationen wichtig, da insbesondere die subtrochantäre Region hohen axialen Kräften und starken Biegemomenten unterliegt. Die Wahl des geeigneten Implantats, eine gute Operationsplanung und eine präzise, weichteilschonende Operationstechnik sind von großer Bedeutung [2, 24].

Es stehen mehrere Osteosyntheseverfahren zur Auswahl, die auf verschiedene biomechanische und operationstechnische Prinzipien zurückgreifen. Es wird grundsätzlich zwischen intramedullären Implantaten (Nagelsystemen) und extramedullären Implantaten (Plattensystemen) unterschieden, die abhängig von Frakturmorphologie und -topographie zum Einsatz kommen.

### **1.2.3.1 Extramedulläre Verfahren**

Die extramedullären Implantate stehen den intramedullären gegenüber und stellen, abhängig von der Frakturform, gängige Optionen zur operativen Versorgung von subtrochantären Femurfrakturen dar.

Zur Versorgung einfacher subtrochantärer oder ins Trochantermassiv einstrahlender Frakturen kann beispielsweise eine dynamische Hüftschraube (DHS) oder dynamische Kondylenschraube (DCS) zum Einsatz kommen. Bei komplexeren oder instabilen Frakturen jedoch stoßen diese Implantate aufgrund von fehlender Abstützung und unzureichenden klinischen Ergebnissen an ihre Grenzen [2, 8, 31].

### **1.2.3.2 Intramedulläre Verfahren**

Intramedulläre Implantate stellen mittlerweile den Goldstandard in der operativen Versorgung von subtrochantären Femurfrakturen dar. Besonders bei instabilen per- und subtrochantären Frakturen wie Mehrfragment- und Trümmerfrakturen und im osteoporotischen Knochen bietet sich ein intramedulläres Implantat an, da es im Vergleich zu extramedullären Verfahren eine Medialisierung des Femurschaftes verhindern und mögliche zusätzliche Trochanterfragmente stabilisieren kann [27, 32]. Intramedulläre Implantate ermöglichen eine primärstabile Osteosynthese mit hoher und sofortiger postoperativer Belastbarkeit, unter anderem wegen der biomechanisch guten Kraftübertragung. Auch die biologische Knochenheilung wird durch die geschlossene Reposition im Rahmen des minimalinvasiven Eingriffs begünstigt, Blutverlust und Weichteilschaden minimiert und das Infektionsrisiko wird im Vergleich zur offenen Reposition verringert [33]. Generell stellen diese Implantate bei nahezu jeder sub- und pertrochantären Fraktur eine Option zur operativen Versorgung dar.

Beispiele für diese Implantatgruppe sind der TFN (Trochanterfixationsnagel), der Platon-Nagel, der PFN und PFNA (Proximaler Femurnagel) (DePuy Synthes) sowie der Gammanagel (Stryker). Sie funktionieren alle nach dem Prinzip der Kraftübertragung über eine Tragschraube auf den Markraum. Diese Tragschraube soll durch den Marknagel hindurch mittig im Hüftkopf zu liegen kommen und der Torsionsstabilität des Kopf-Hals-Fragments dienen [27].

Gemeinsamkeiten aller Nagelsysteme sind ein variabler CCD (Corpus-Collum-Diaphysen) -Winkel von 125°-135° und distale Verriegelungsmöglichkeiten (teils mit optionaler Dynamisierung). Die Marknägel sind in verschiedenen Längen, Durchmessern, Elastizitäten und mediolateralen Krümmungen erhältlich und bieten somit eine Vielzahl von Möglichkeiten zur Patientenversorgung. Generell orientiert sich die Auswahl der Nagellänge am Frakturmuster und der Frakturausdehnung nach distal. Bei Frakturen, die sich bis weit nach distal erstrecken, und bei pathologischen- sowie Altersfrakturen sollten spezielle Langvarianten zur Verwendung kommen [27]. Gerade bei langen Nägeln ist auf die Antekurvatur des Femur zu achten, um iatrogen herbeigeführte Frakturen zu vermeiden [4].

Nachteil dieses Verfahrens ist die teils sehr anspruchsvolle Operationstechnik und die im Vergleich zu anderen Implantaten höheren Kosten [34]. Zudem muss bei schwer reponierbaren Frakturen die geschlossene der offenen Reposition weichen, da nur so eine korrekte Positionierung und definitive Stabilisierung der Frakturfragmente erreicht werden kann [8]. Bei unmöglicher Versorgung mittels intramedullärem Kraftträger muss auf ein extramedulläres Verfahren zurückgegriffen werden [35]. Bei Komplikationen wie der Ausbildung einer Pseudarthrose oder eines Implantatbruchs oder im Falle einer ausgeprägten Osteoporose oder manifester Koxarthrose kann insbesondere bei geriatrischen Patienten die Implantation einer Langschaftendoprothese in Erwägung gezogen werden [2, 17].

### **1.2.3.3 OP-Technik mit intramedullärem Implantat**

Im Folgenden soll die operative Versorgung der subtrochantären Femurfraktur anhand des gängigen Verfahrens mittels intramedullärem Nagel (PFNA) dargestellt werden, welches ebenfalls im experimentellen Teil dieser Studie simuliert wurde. Ziel dieses Operationsverfahrens ist eine, wenn möglich, geschlossene Reposition der Fraktur und die minimal-invasive Implantation des Marknagels über kurze Inzisionen an der Oberschenkelaußenseite. Bei stark dislozierten und schwer reponierbaren Frakturen kann ein offener lateraler Zugang jedoch meist nicht vermieden werden und eine offene Reposition mit Retention der Frakturfragmente bspw. mittels Cerclagen notwendig sein [2, 26].

Nach Vorbereitung und Rückenlagerung des Patienten auf einem Extensionstisch erfolgt die Reposition der Fraktur unter Bildwandlerkontrolle (C-Bogen). Das nicht betroffene Bein wird mit flektierter und abduzierter Hüfte gelagert, das betroffene Bein wird in einer Fußmanschette fixiert und über einen Extensionsarm positioniert. Bei Vorliegen einer subtrochantären Fraktur befindet sich das distale Fragment der betroffenen Extremität meist in Adduktions- und Außentorsionsstellung, sodass eine Reposition in Innentorsion und Abduktion unter axialem Zug notwendig ist. Die Kontrolle der Reposition erfolgt mittels Bildwandler in zwei Ebenen (Vgl. Abb. 6,7).



Abbildung 6: Lagerung mit Extensionstisch, Durchleuchtung mit C-Bogen in zwei Ebenen. Ansicht von vorne. a: Durchleuchtung a.p., b: Durchleuchtung lateral. Eigene Abbildung.



Abbildung 7: Lagerung mit Extensionstisch, Durchleuchtung mit C-Bogen in zwei Ebenen. Ansicht von der Seite. Durchleuchtung von lateral. Eigene Abbildung.

Da diese Form der Lagerung und Reposition nur begrenzte Kontrolle über die Torsion der Frakturfragmente ermöglicht, besteht die Gefahr, insbesondere in diesem Schritt Torsionsfehlstellungen zu generieren und/ oder zu übersehen. Eine andere Möglichkeit der Lagerung stellt der Durchleuchtungstisch dar, bei dem beide Beine frei beweglich abgewaschen und abgedeckt werden, sodass sie miteinander verglichen werden können. Allerdings ist die Reposition der Fraktur bei dieser Methode deutlich aufwändiger und personalintensiver [2, 17].

Nach erfolgter Reposition und Lagerung wird zunächst die Spina iliaca anterior superior und die Spitze des Trochanter major palpirt und markiert. Nach Hautinzision proximal der Trochanter Spitze und Spaltung der Faszie des M.tensor fasciae latae folgt die Präparation bis zum Erreichen der Trochanter Spitze. Dort befindet sich, leicht nach lateral versetzt, der ideale Eintrittspunkt für den Marknagel. Es folgt die Einbringung eines Führungsdrahtes in Projektion auf den Femurschaft unter Bildwandlerkontrolle in 2 Ebenen, wobei auf eine gerade und mittige Platzierung des Drahtes im Markraum zu achten ist. Das proximale Femur wird aufgebohrt und der Führungsdraht entfernt, sodass der Nagel mit Zielbügel eingeführt werden kann. Länge, Durchmesser und Winkel des Nagels werden präoperativ anhand der Röntgenbilder bestimmt. Der Nagel wird unter leichten Drehbewegungen vorgeschoben, bis sich die zukünftig projizierte Lage der Spiralklinge inmitten des Schenkelhalses befindet [2, 27, 34]. Falls sich der Nagel nicht problemlos oder nur gegen Widerstand in den Markraum einbringen lässt, sollte eine weitere Bildwandlerkontrolle erfolgen, da das Aufbohren der Markhöhle oder die Verwendung eines anderen Nagels notwendig sein können. Mithilfe des Zielinstrumentariums wird die Spiralklinge dann über einen Führungsdraht so platziert und festgedreht, dass sie mittig im Hüftkopfbereich zum liegen kommt (Kontrolle durch Bildwandler) [2]. Die distale Verriegelung kann, je nach Frakturmorphologie, sowohl statisch als auch dynamisch passieren, bei langen Nägeln auch kombiniert. Wichtig ist eine sichere Verankerung in der Gegenkortikalis. Zuletzt folgt das Anbringen der proximalen Verschlusskappe und der Wundverschluss [27].

#### **1.2.4 Nachbehandlung und Prävention**

Die frühzeitige Mobilisierung des Patienten findet optimaler Weise unter physiotherapeutischer Begleitung am ersten postoperativen Tag statt und orientiert sich an der Schmerzsituation, Wundheilung und Schwellung. Die Entscheidung über die postoperative Belastbarkeit wird anhand intraoperativer Kriterien und des gewählten Implantates getroffen, allerdings ist in den meisten Fällen die umgehende Vollbelastbarkeit unter suffizienter Schmerzbehandlung möglich und sollte insbesondere bei geriatrischen Patienten zeitnah angestrebt werden [2, 4]. Im Falle einer Frakturadaptierungsstörung kann eine primäre oder frühzeitige Dynamisierung des Nagels nach sechs Wochen vorgenommen werden [17]. Durch die rasche Mobilisierung lässt sich das Risiko für Lungenarterienembolien, Pneumonien und tiefe Beinvenenthrombosen reduzieren. Letzteren sollte zudem mit einer Thromboseprophylaxe über sechs Wochen vorgebeugt werden, da sich das Risiko einer tiefen Beinvenenthrombose ohne

Prophylaxe auf 17-58% beläuft [4, 36]. Eine Dekubitusprophylaxe ist besonders bei Hochrisikopatienten zu empfehlen. Die Entfernung jeglicher Wunddrainagen und Blasenkathetern sollte zur Vermeidung von Infektionen schnellstmöglich erfolgen. Klammern und Hautfäden sind ab dem 14. postoperativen Tag zu entfernen. Die durchschnittliche Liegedauer beträgt bei Versorgung mittels intramedullärem Nagel 18,7 Tage. Abschließende Röntgenkontrollen sind nach 6-12 Wochen indiziert [4, 27, 34, 37].

Sowohl im Rahmen der Nachbehandlung als auch zur Prävention von subtrochantären Frakturen ist die Osteoporosediagnostik bei Frauen über 50 und bei Männern über 60 Jahren mit entsprechendem Risikoprofil indiziert. Dabei orientiert sich die mögliche medikamentöse Therapie der Osteoporose sowohl an Alter und Geschlecht des Patienten als auch an Vorerkrankungen, früheren Frakturereignissen und der DXA-Knochendichte (dual energy x-ray absorptiometry) [4].

Eine interdisziplinäre Behandlung und rechtzeitige geriatrische Rehabilitation sind besonders für alte Patienten von Vorteil, da sich diese Patientengruppe postoperativ um ca. 50% in der Pflegestufe verschlechtert [28, 38]. Zur Reduktion des Sturzrisikos ist zudem eine Anpassung des häuslichen und pflegerischen Umfeldes angebracht sowie die Behandlung kardiologischer und neurologischer Erkrankungen [8]. Eine maßgebliche Rolle für die Effektivität der präventiven Maßnahmen spielt allerdings auch die Compliance und Akzeptanz der Patienten. Dazu zählt beispielsweise die Bereitschaft zum Tragen von Hüftprotektoren, zu deren Kostenübernahmen sich immer mehr Krankenkassen bereitstellen [7].

### **1.3 Komplikationen in der Therapie subtrochantärer Femurfrakturen**

Ein signifikant erhöhtes Risiko für postoperative Komplikationen weisen multimorbide Patienten auf, wobei kardiovaskuläre, pulmonale und renale Vorerkrankungen in Kombination von besonderem Stellenwert sind [39]. Die Mortalitätsraten der subtrochantären Femurfraktur entsprechen in etwa denen der Schenkelhalsfrakturen sowie Frakturen des pertrochantären Bereiches und belaufen sich auf 9,5% nach 30 Tagen, 27% nach einem Jahr und 60% nach vier Jahren [9]. Patienten höheren Alters ( $\geq 85$  Jahre) verzeichnen höhere Mortalitätsraten als jüngere Patienten ( $\leq 64$  Jahren) [7]. Zusätzlich zu den allgemeinen postoperativen Komplikationen wie Wundheilungsstörungen, Infektionen und thrombembolischen Ereignissen, die weitestgehend denen anderer proximaler Femurfrakturen entsprechen, gibt es für subtrochantäre Frakturen typische intra- und postoperative Komplikationen [4].

Unerlässlich für ein zufriedenstellendes, komplikationsarmes Therapieergebnis ist die exakte anatomische Reposition, auch nach Einbringen des Implantates. Kann diese nicht erreicht werden, ist die Gefahr eines Implantatversagens mit sekundärer Dislokation, aufgrund der ausgeprägten

Verkürzungs- und Torsionsneigung, oder die Ausbildung einer Pseudarthrose groß. Auch durch Medialisierung des Schafts zum Kopf-Hals-Segment kann ein Korrekturverlust resultieren [8].

Krappinger et al. untersuchten die postoperative Ausbildung von Pseudarthrosen nach operativer Versorgung subtrochantärer Frakturen auf Risikofaktoren und stellten fest, dass eine postoperative Varusfehlstellung, fehlende Stabilisierung des medialen Kortex und eine frühe Autodynamisierung innerhalb der ersten zwölf Wochen einen signifikanten Effekt auf die Ausbildung von Pseudarthrosen hatten [40]. Zudem nahm die Rate der Pseudarthrosen, die in dieser Studie eine Inzidenz von 23% verzeichnete, mit steigender Anzahl an Risikofaktoren zu.

Zur Vermeidung eines Repositionsverlustes kann auf Repositionshilfen wie Kirschner-Drähte oder Schanz-Schrauben zurückgegriffen werden [2, 8, 9]. Auch Cerclagen werden insbesondere bei langstreckigen subtrochantären Frakturen zur Stabilisierung und Wiederherstellung der medio-/lateralen Abstützung genutzt, gehen allerdings mit einem erhöhten Risiko für die Ausbildung von Osteonekrosen und Pseudoarthrosen einher, weshalb zu einem sparsamen, minimalinvasiven Einsatz geraten wird [27].

Intraoperativ kann es dazu kommen, dass anstelle einer geschlossenen eine offene Reposition durchgeführt werden muss, wenn erstere aufgrund einer zu ausgeprägten Dislokation der Frakturfragmente unmöglich ist. Bei der Verwendung eines intramedullären Implantates kann es aufgrund einer ausgeprägten Antekurvatur oder eines zu weit dorsal gewählten Eintrittspunktes zu einer Penetration der ventralen Femurschaftkortikalis kommen, sodass das Vorschieben des Nagels nicht möglich ist und schlimmstenfalls eine intra- oder postoperative Schaftperforation resultiert [8]. Im Fall, dass sich der Nagel nicht weit genug nach distal einbringen lässt, muss intraoperativ ein Verfahrenswechsel vorgenommen werden, welcher zwangsläufig auch postoperativ im Rahmen einer Revisionsoperation notwendig wird, wenn es nach Belastungsbeginn zu einem Implantatversagen oder einer Dislokation kommt. Bei Verwendung des PFNs beispielsweise beschreibt ein sogenannter „cut-out“ das Penetrieren der Kortikalis des Schenkelhalses oder des Kopf-/Acetabulumbereiches durch die Hüftgleitschraube. Dieses Phänomen lässt sich in 2-7% der Fälle beobachten und geschieht entweder durch eine intraoperative Fehlpositionierung, die zu weit nach proximal reicht, oder nach postoperativer Belastung aufgrund eines CCD-Winkels unter 125°. Letzterer geht ebenfalls mit einer erhöhten Inzidenz für den sog. Z-Effekt einher, der die gegenläufige Migrationstendenz der Hüftgleitschraube zur Schenkelhalsschraube beschreibt und je nach Bewegungsrichtung als Z- bzw. umgekehrter Z-Effekt bezeichnet wird. Die Frequenz des Z-Effektes beläuft sich laut Literatur auf 5-10%. Ein Repositionsergebnis in Varusstellung ist demnach dringend zu vermeiden [8, 27, 41, 42].

Aufgrund der hohen mechanischen Beanspruchung und der verschiedenen inserierenden Muskeln besteht bei einer subtrochantären Femurfraktur eine starke Verkürzungs- und Torsionsneigung. Demnach ist nicht nur die Reposition an sich anspruchsvoll, sondern auch das Beibehalten der reponierten und korrekten Fragmentstellung nach Einsetzen des Implantates und postoperativer

Belastung. Eine wichtige Komplikation, die aus diesen Umständen resultieren und zu erheblichen Folgen für den Patienten führen kann, ist die Torsionsfehlstellung. Sie kann sowohl bei der intraoperativen Reposition der Fraktur entstehen und übersehen werden, als auch bei der distalen Verriegelung des intramedullären Implantates oder nach postoperativer Belastung auftreten [8]. Da die Detektion von Torsionsfehlstellungen Gegenstand der vorliegenden Studie ist, wird nachfolgend näher auf sie eingegangen.

### **1.3.1 Torsionsfehlstellungen**

Als Torsion bezeichnet man die Verdrehung eines Knochens um seine Längsachse. Da das Femur als langer Röhrenknochen anatomisch eine Torsion zwischen Schenkelhals- und Kondylenebene aufweist, spricht man bei veränderter Drehung von einer Torsionsabweichung oder -fehlstellung. Diese kann kongenital vorkommen, entsteht jedoch meist posttraumatisch oder als Komplikation in der operativen Versorgung von Frakturen und resultiert klinisch in einer verstärkten Innen- bzw. Außentorsion des Beines der frakturierten im Vergleich zur unfrakturierten Seite [43]. Die Inzidenz signifikanter Torsionsfehlstellungen in der operativen Versorgung von Femurfrakturen beläuft sich, je nach Studie, auf 20-40% [44-46]. Obwohl es sich somit um eine alarmierend häufig auftretende Komplikation handelt, ist die Anzahl an Möglichkeiten zur intraoperativen Feststellung und Beurteilung von Torsionsfehlstellungen begrenzt [47]. Ursächlich für das Auftreten von Torsionsfehlstellungen ist hauptsächlich eine inadäquate, instabile Reposition der Fraktur. Besonders bei der geschlossenen Versorgung von subtrochantären Femurfrakturen mittels intramedullärem Implantat besteht die technische Schwierigkeit, eine anatomisch korrekte Reposition der Frakturfragmente ohne direkte Fraktureinsicht zu erreichen, um Torsionsfehlstellungen trotz eingeschränkter Torsionskontrolle rechtzeitig erkennen und vermeiden zu können. Die auf die Frakturfragmente einwirkenden Muskelzüge begünstigen zudem Dislokationen, die bei der proximalen Femurfraktur häufig in einer Außentorsion des proximalen und einer Innentorsion des distalen Fragmentes resultieren [46]. Neben der Instabilität der Fraktur erhöhen auch der Operationszeitpunkt (insbesondere die Versorgung innerhalb der Nachtschicht) sowie eine Verzögerung der Operationszeit das Risikos für die Entstehung einer Torsionsfehlstellung [44, 48].

Torsionsfehlstellungen des Femur, die intraoperativ entstehen und nicht weiter behandelt werden, bleiben ein permanentes Problem für den Patienten und können das ganze Leben lang symptomatisch sein. So führen vor allem anspruchsvollere körperliche Tätigkeiten wie Sport und Treppensteigen zu Schmerzen insbesondere im Femoropatellargelenk, aber auch im gesamten Knie und in der Hüfte. Karaman et al. stellten fest, dass die WOMAC hip and knee scores der Patienten mit Torsionsfehlstellungen im Vergleich zu den Patienten ohne diese deutlich erniedrigt waren [49]. Auch die gesundheitsbezogene Lebensqualität reduzierte sich nach subtrochantärem Frakturereignis [50].

Durch herbeigeführte Achsenfehlstellungen und dadurch veränderte Druckbelastungen sind die Gelenke prädestiniert für degenerative Veränderungen wie Arthrose [49, 50]. Gugenheim et al. untersuchten die Auswirkungen von Torsionsfehlstellungen auf die verschiedenen Achsen des Femur und stellten fest, dass sowohl Außentorsions- als auch ausgeprägte Innentorsionsfehlstellungen ( $>30^\circ$ ) signifikante Achsenverschiebungen hervorrufen [51]. Demnach kommt es bei einer Fehlstellung in Außentorsion zur Verschiebung der tragenden Achse in der Sagittalebene nach hinten und bei einer Innentorsion von  $>30^\circ$  zu einer signifikanten Valgusfehlstellung des Unterschenkels.

Die Ausprägung der klinischen Symptomatik hängt auch von der Fähigkeit des Patienten ab, die Fehlstellung zu kompensieren. Generell werden Innentorsionsfehlstellungen zwar häufiger, im Vergleich zu Außentorsionsfehlstellungen jedoch auch besser kompensiert, da letztere über eine ungünstige Retroversion des Hüftkopfes ausgeglichen werden [45, 52]. Auch die Rotation des Fußes (Foot Progression Angle) verändert sich in Richtung der Fehlstellung, sodass es bei einer konsekutiven Innenrotation des Fußes durch die Gefahr des Stolperns besonders bei älteren Patienten zu einem erhöhten Sturzrisiko kommen kann [43, 52]. Je schlechter der Patient im Stande ist, die Fehlstellung zu kompensieren, umso mehr Beschwerden weist er auf. Abhängig vom Ausmaß der Fehlstellung und des postoperativen Beschwerdebildes kann eine operative Revision notwendig sein. Aus diesem Grund ist es von enormer Wichtigkeit Torsionsfehlstellungen bereits intraoperativ durch geeignete Maßnahmen detektieren und rechtzeitig vermeiden zu können.

Torsionsfehlstellungen des Femur werden anhand des Antetorsionswinkels bestimmt, der sich mit verschiedenen Methoden messen lässt. Durchschnittlich beträgt die Größe des Antetorsionswinkels  $15^\circ$ , es besteht jedoch eine ausgeprägte interindividuelle Streubreite mit physiologischen Winkelgrößen zwischen  $12-25^\circ$  [43, 53]. Neben der absoluten Winkelgröße ist zur Feststellung einer Fehlstellung der Vergleich mit der kontralateralen, nicht frakturierten Seite relevant, um die Torsion unter Berücksichtigung der individuellen Anatomie des Patienten beurteilen zu können. Aufgrund der ausgeprägten Variabilität des Antetorsionswinkels in der Bevölkerung ist der Vergleich beider Seiten zur Feststellung einer signifikanten Torsionsdifferenz deutlich aussagekräftiger als der Vergleich mit der durchschnittlichen Winkelgröße. In der Literatur wird von einer Torsionsfehlstellung gesprochen, wenn eine Seitendifferenz des Antetorsionswinkels von mindestens  $15^\circ$  besteht [43, 45, 54]. Dabei wird davon ausgegangen, dass beide Seiten prätraumatisch denselben Antetorsionswinkel aufwiesen. Torsionsdifferenzen zwischen  $10^\circ-14^\circ$  stellen einen Übergangsbereich dar, da sie sowohl symptomfrei als auch eine symptomatisch sein können [45, 49]. Eine Torsionsdifferenz von mindestens  $15^\circ$  gilt generell als Revisionsindikation, allerdings ist die Behandlung individuell anhand der Symptomatik und den Patientenvoraussetzungen abzuwägen [43]. Je größer die Seitendifferenz, umso ausgeprägter sind i.d.R. die klinischen Symptome, demnach führen Torsionsdifferenzen von unter  $15^\circ$  selten, über  $15^\circ$  oft und über  $30^\circ$  sehr oft zu klinischen Problemen [55].

### 1.3.1.1 Messverfahren

Die ursprünglichste und einfachste Form der Feststellung einer Torsionsdifferenz ist die klinische Messung. Dabei werden beide Beine entweder gestreckt oder um 90° in der Hüfte und/oder im Knie gebeugt und das Bewegungsausmaß in der Innen- und Außenrotation seitenvergleichend ermittelt. Auch die Stellung der Füße kann Hinweise auf Torsionsfehlstellungen geben. Diese Methode kann zwar auf die Richtung einer Fehlstellung schließen lassen, ist aufgrund ihrer Ungenauigkeit bezüglich der Winkelgröße und der geringen Sensitivität und Spezifität zur alleinigen Feststellung von Torsionsfehlstellungen ungeeignet [45]. Dennoch sollte eine klinische Untersuchung immer Grundlage jeder weiterführenden Therapie sein.

Auch mittels Radiographie oder Ultraschall lassen sich Torsionsdifferenzen feststellen, jedoch sind diese Methoden in der Anwendung anspruchsvoll, da die exakte Positionierung des Patienten eingehalten werden muss und es besonders beim Ultraschall sehr auf die Erfahrung des Untersuchers ankommt. Zur intraoperativen Feststellung wurde eine Methode entwickelt, die sich an der Profildarstellung des Trochanter minor im Röntgenbild orientiert. Sie macht sich die Tatsache zunutze, dass der Trochanter minor umso deutlicher in Erscheinung tritt, je mehr sich das Femur in Außentorsionsstellung befindet und umgekehrt. Als Referenz dient die Röntgendarstellung der unfrakturierten, kontralateralen Seite, anhand derer die neutrale Position des proximalen Fragments der frakturierten Seite eingestellt werden kann [56-58]. Lässt sich die unfrakturierte Seite jedoch nicht ausreichend darstellen, ist die Frakturzone der betroffenen Seite auf die Trochanterregion ausgeweitet, sodass der Trochanter minor mitbeteiligt ist, oder liegt eine beidseitige Femurfraktur vor, ist diese Methode nicht mehr aussagekräftig.

Goldstandard und die bezüglich Zuverlässigkeit und Reproduzierbarkeit beste Methode bislang ist die CT-Messung nach Jeanmart et al. Der Antetorsionswinkel wird dabei zwischen einer Tangente zur Hinterkante der Femurkondylen und der Achse des Schenkelhalses gebildet und für beide Femora (frakturiert und unfrakturiert) bestimmt [45, 46]. Die Differenz der gemessenen Winkel beider Seiten ergibt das Ausmaß der Torsionsfehlstellung. Der große Vorteil dieser gegenüber den anderen Methoden ist die Möglichkeit, den Frakturbereich nicht nur in der Frontal- und Sagittal-, sondern auch in der Horizontalebene darstellen und beurteilen zu können [46]. Allerdings findet dieses Verfahren größtenteils postoperativ Verwendung, wodurch es auf die Möglichkeit der Detektion bereits bestehender bzw. herbeigeführter Torsionsfehlstellungen beschränkt ist. Darüber hinaus ist diese Methode mit einer hohen Strahlenexposition für den Patienten verbunden.

Eine Option zur CT-Messung stellt die MRT-Messung dar, allerdings beschränkt sich diese ebenfalls auf die postoperative Beurteilung und kommt im klinischen Alltag deutlich seltener zum Einsatz als die CT-Messung [59].

Ein aktuellerer Ansatz zur intraoperativen Kontrolle von Längen- und Torsionsdifferenzen sind Computer-gestützte Navigationssysteme, die bereits in der Versorgung von Femurschaftfrakturen zur Verwendung kommen. Obwohl mit dieser Methode relevante Fehlstellungen erkannt und vermieden

werden können, geht sie bislang mit einer erhöhten Operationszeit und Strahlenbelastung für den Patienten einher und ist für viele Kliniken nicht verfügbar. Eine Verbesserung der Handhabung und Anwendung sowie weitere klinische Studien sind notwendig, um diese Methode weiter auszubauen und für den klinischen Gebrauch zu optimieren [60-64].

### 1.3.1.2 Cortical Step Sign und Diameter Difference Sign

In einem interessanten Ansatz von Krettek et al. wurden zur intra- und postoperativen Feststellung möglicher Torsionsfehlstellungen erstmals das Cortical Step Sign (CSS) und das Diameter Difference Sign (DDS) beschrieben. Dabei handelt es sich um zwei radiologische Zeichen, die auf Schwankungen der Kortexdicken sowie des sagittalen und transversalen Durchmessers in langen Röhrenknochen mit ovalem Querschnitt bei Vorliegen einer Torsionsdifferenz basieren (Abb. 8) [65, 66]. Auch in den AO Prinzipien der Frakturversorgung ist diese Methode neben weiteren beschrieben [67].

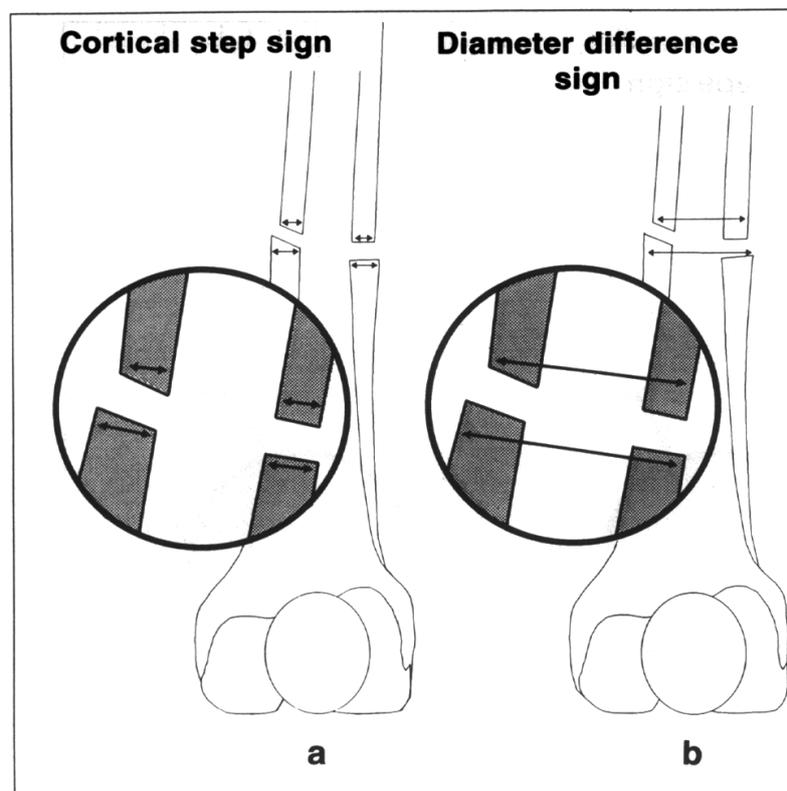


Abbildung 8: Schematische Darstellung des Cortical Step Sign und des Diameter Difference Sign. Diskrepanz zwischen proximalen und distalen Kortexdicken (a) und Femurdurchmessern (b) bei Torsionsinkongruenz. Aus: Krettek C., Miclau T, Grün O. Injury 1998 Dec; 29: Mit Erlaubnis von Elsevier.

Unter Betrachtung einer Femurfraktur lässt sich bei Vorhandensein einer Torsionsfehlstellung im Röntgenbild eine Diskrepanz der Kortexdicken und Femurdurchmesser zwischen dem proximalen und distalen Knochensegment beobachten. Dieses Phänomen wird auf die Veränderungen der Kortexdicken um die Längsachse des Femur in verschiedenen Torsionsebenen zurückgeführt. Liegt eine Fraktur mit

Torsionsinkongruenz der Fragmente vor, weisen die messbaren Unterschiede zwischen proximalen und distalen Kortexdicken sowie Femurdurchmessern auf die Torsionsfehlstellung hin [68]. Diese Differenzen können mithilfe einfacher Röntgenbilder oder Fluoroskopie dargestellt werden und sind, abhängig vom Torsionsausmaß, unterschiedlich ausgeprägt.

Obwohl die Nutzung des CSS und DDS in einigen Studien beschrieben worden ist, fehlt es bislang an strukturierten Analysen und standardisierten Versuchsreihen, insbesondere mit dem Fokus auf die intraoperative Praktikabilität.

In einer Studie von Langer et al. wurde das CSS auf drei verschiedenen Höhen des Femurschafts untersucht. Dazu wurde zunächst auf jeder Höhe eine Osteotomie durchgeführt, das distale gegen das proximale Fragment tordiert und anschließend der mediale und laterale Kortex in jeweils 0°, 10°, 20° und 30° Innen- und Außentorsion direkt und indirekt mittels Röntgendarstellung vermessen. Anhand der Veränderungen der Kortexdicken in Abhängigkeit der Femurtorsion konnte die Arbeitsgruppe auf allen drei Leveln ein positives CSS ermitteln [68].

Die Arbeitsgruppe von Fang et al. untersuchte das CSS und DDS in ihrer Studie im Rahmen einer Software-Analyse. Es wurden jeweils drei axiale CT-Schichten (proximale, mediale, distale Diaphyse) von 22 Femora aufgenommen und durchschnittliche sowie simulierte Kortexdicken und Femurdurchmesser mithilfe eines Software-Algorithmus ermittelt [69]. Auf diese Weise wurde die Sensitivität des CSS und DDS in verschiedenen simulierten Szenarien untersucht.

Es lässt sich zusammenfassen, dass das CSS und DDS vielversprechende Ansätze zur intraoperativen Identifikation von Torsionsdifferenzen darstellen. Allerdings ist der Evidenzgrad zum aktuellen Zeitpunkt insbesondere unter Betrachtung der operativen Versorgung mittels Nagel oder Plattenosteosynthese sehr niedrig, da keine der bislang vorliegenden Studien eine postoperative Situation mit einliegendem Implantat simuliert. Die klinische Anwendung ist bislang nur unzureichend untersucht, sodass zur verlässlichen Beurteilung der Praktikabilität des CSS und DDS in der Torsionsreferenzierung weitere strukturierte Untersuchungen notwendig sind.

## 2. Fragestellung und Ziele

Obwohl Torsionsfehlstellungen häufige Komplikationen in der operativen Versorgung von proximalen Femurfrakturen darstellen, sind die Möglichkeiten zur intraoperativen Feststellung dieser Fehlstellungen eingeschränkt und die Reproduzierbarkeit der existierenden Methoden ungenügend.

Demnach ist es erstrebenswert, eine Methode zur intra- und postoperativen Detektion von Torsionsfehlstellungen zu finden, die einfach anzuwenden und gut reproduzierbar ist.

In diesem Zusammenhang untersucht die vorliegende Studie das Cortical Step Sign (CSS) und das Diameter Difference Sign (DDS) auf deren Eignung zur Detektion von Torsionsfehlstellungen in einem subtrochantären Frakturmodell unter simulierten intraoperativen Bedingungen.

Fragestellungen:

1. Sind das Cortical Step Sign und Diameter Difference Sign zur Evaluation von Torsionsfehlstellungen bei subtrochantären Femurfrakturen geeignet?
2. Sind klinisch relevante Torsionsfehlstellungen von mindestens  $15^\circ$  im Röntgenbild mithilfe des Cortical Step Sign und Diameter Difference Sign (visuell) feststellbar?
3. Welche Variablen eignen sich am besten zur Detektion klinisch relevanter Torsionsfehlstellungen ( $\geq 15^\circ$ )?
4. Lassen sich Schwellenwerte der Variablen zur Detektion klinisch relevanter Torsionsdifferenzen ( $\geq 15^\circ$ ) identifizieren?

Zur Beantwortung dieser Fragen wurden das CSS und DSS in verschiedenen Torsionsdeformitäten analysiert. Ziel war es, Schwellenwerte und Korrelationen zur Torsionsdeformität zu ermitteln, um Regeln und Zusammenhänge für den visuellen Aspekt des CSS und DDS zu finden. Anschließend wurde mithilfe eines logistischen Regressionsmodells ein prognostisches Modell erstellt, um den Schwellenwert einer klinisch relevanten Torsionsfehlstellung von  $15^\circ$  durch Kombination der verschiedenen Variablen des CSS und DDS zu identifizieren und somit die Häufigkeit von Torsionsdeformitäten und damit verbundenen Revisionsraten zu reduzieren.

## **3. Material und Methoden**

### **3.1 Kollektiv**

Die Studie wurde an n=13 Femora (zehn männlich, zwei weiblich, ein Geschlecht unbekannt) aus humanen Kadavern ohne/mit Femurkopf und jeweils ohne distalen Schaft und Weichgewebe durchgeführt. Es lagen keine Frakturen vor. Das Durchschnittsalter betrug 64 Jahre (25-86 Jahre). Die durchschnittliche Körpergröße betrug 176 cm (165-186 cm) und das Durchschnittsgewicht 77,25 kg (56-96 kg). In drei Fällen lag eine bekannte Osteoporose vor.

Die Studie wurde am 18. Oktober 2017 von der lokalen Ethikkommission der Ludwig-Maximilians-Universität München genehmigt (Nr. 17-712).

### **3.2 Modell zur Fraktursimulation**

Zunächst wurde jedes Präparat nach Einbringen eines Führungsdrahtes für das spätere Einsetzen des Marknagels aufgebohrt. Danach folgte das Anbringen der Schrauben für die Instrumente des zur Torsionskontrolle verwendeten Navigationssystems (BrainLab Vector Vision, BrainLab, Deutschland). Das proximale Instrument wurde von ventral in den lateralen Schenkelhals eingebracht und das distale Instrument am distalen Schaftende platziert. Anhand von Marker-Kugeln, die sich in Form von Navigationssternen auf den Instrumenten befanden, konnten die Instrumente von einer Infrarotkamera erkannt und mithilfe eines 3D Hilfsmittels, das manuell in den Strahlengang gehalten wurde, kalibriert werden. Für die 2D Fraktur Software des Navigationssystems wurden von jedem Präparat jeweils vier Röntgenaufnahmen erstellt (proximal und distal jeweils a.p. und lat.) und der Femurkopfmittelpunkt sowie die posteriore distale Schaftmitte am Bildschirm eingestellt. Jedes Präparat wurde in seiner neutralen Ausgangsform analysiert, sodass für den weiteren Verlauf eine Kontrolle der Torsion mithilfe des Navigationssystems möglich wurde. Nach Registrierung und Referenzierung der Bilddaten wurden die Navigationsinstrumente wieder abmontiert und eine subtrochantäre Fraktur simuliert, indem eine Querosteotomie mit einer oszillierenden Säge direkt unterhalb des Trochanter minor durchgeführt wurde. Die Frakturfragmente wurden, nach erneutem Anbringen der Navigationssterne, mittels PFNA (11x200 mm, DePuy Synthes, Deutschland) refixiert und das Präparat über den Marknagelbügel in einen Schraubstock eingespannt.

### 3.3 Datenerhebung und Messmethoden

Nach Fixierung und richtiger Positionierung wurde das distale Fragment mithilfe des Navigationssystems schrittweise in 0°, 5°, 10°, 15°, 20°, 25° und 30° Außen- und Innentorsion gebracht. In jeder Position wurden mithilfe eines 3D C-Bogens (Ziehm Vision CMOSline, Ziehm Imaging, Deutschland) Röntgenaufnahmen der Osteotomiestelle in a.p.- und lateralem Strahlengang erstellt und gespeichert. Zur Sicherstellung des a.p. Strahlengangs und Standardisierung der Knochenpositionierung diente die Linea aspera als Referenz. Im Anschluss daran wurden die Röntgenbilder auf ein Bildbearbeitungsprogramm (ImageJ, Wayne Rasband, <https://imagej.nih.gov>) übertragen und orientierend an der Größe des verwendeten Marknagels vermessen.

Das Cortical Step Sign (CSS) wurde untersucht, indem die mediale Kortexdicke (Medial Cortical Thickness= MCT) und die laterale Kortexdicke (Lateral Cortical Thickness= LCT) des Femur im a.p. Strahlengang sowie die anteriore Kortexdicke (Anterior Cortical Thickness= ACT) und die posteriore Kortexdicke (Posterior Cortical Thickness= PCT) im lateralen Strahlengang jeweils proximal und distal der transversalen Osteotomie vermessen wurden. Anschließend wurde die absolute Differenz zwischen dem proximalen und distalen Wert ermittelt. Zur Betrachtung des CSS wurden somit vier Variablen analysiert (MCT, LCT, ACT, PCT) (Vgl. Abb. 9,10).

Zur Untersuchung des Diameter Difference Sign (DDS) wurde der Querdurchmesser des Femur proximal und distal der gesetzten Osteotomie in a.p. Ansicht (Femoral Diameter= FD a.p.) und lateraler Ansicht (Femoral Diameter= FD lat.) vermessen und die absolute Differenz zwischen dem proximalen und distalen Wert bestimmt. Zur Betrachtung des DDS wurden somit zwei Variablen (FD a.p., FD lat.) analysiert.

Insgesamt standen demnach sechs Variablen im Fokus dieser Untersuchungen des Cortical Step- und Diameter Difference Signs (MCT, LCT, ACT, PCT, FD a.p., FD lat.) (Vgl. Abb. 9,10).

Anhand der zunächst kontinuierlich gesammelten Messdaten wurde zur besseren Übersicht eine Matrix mit Microsoft Excel (V. 16.16.21) erstellt. Früheren Studien entsprechend wurde eine absolute Differenz der jeweiligen Kortexdicken zwischen dem proximalen und distalen Knochensegment von 0,6 mm als positives CSS definiert. Analog dazu wurde die absolute Differenz zwischen proximalen und distalen Femurdurchmesser von 0,6 mm als positives DDS klassifiziert [69]. Darüber hinaus wurde der Literatur entsprechend ein Schwellenwert von 15° für eine klinisch relevante Torsionsfehlstellung festgelegt [43].

Folgende Abbildungen stellen Beispielbilder des experimentellen Aufbaus dar. Abbildung 9 veranschaulicht zunächst die Ausgangsposition bei 0° ohne herbeigeführte Torsionsinkongruenz. Die Dicken der Kortizes sowie die Femurdurchmesser proximal und distal der Osteotomiestelle sind identisch.

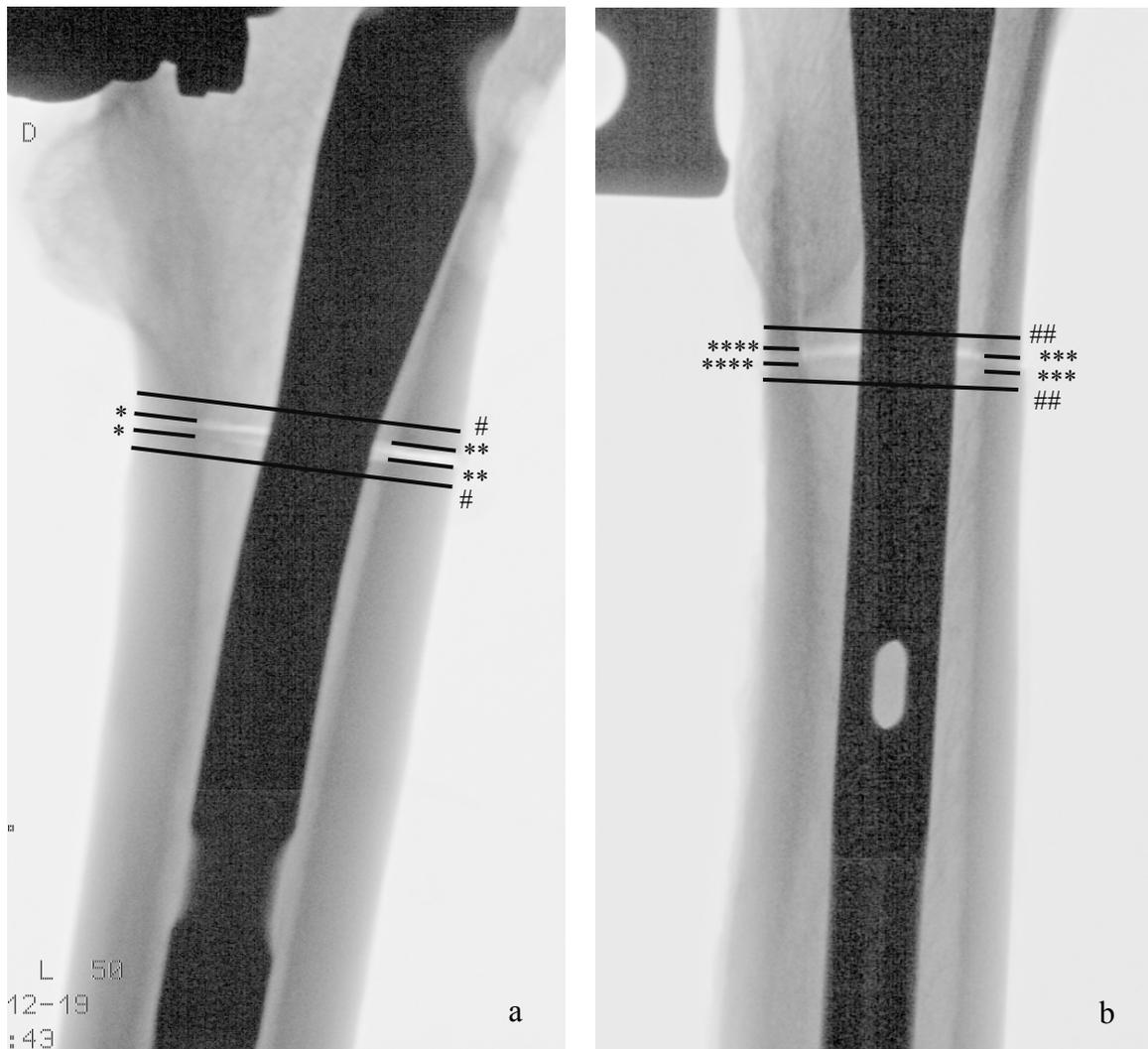


Abbildung 9: Röntgenbild des experimentellen Aufbaus und der gemessenen Variablen. Ausgangsposition bei 0° Torsion. a: a.p. Ansicht, b: laterale Ansicht. Kein positives CSS und DDS sichtbar. \*MCT, \*\*LCT, \*\*\*ACT, \*\*\*\*PCT, #FD a.p., ##FD lat. Eigene Abbildung.

Die Aufnahmen eines Femur in 30° Innentorsionsstellung in a.p. Ansicht (a) und lateraler Ansicht (b) sind in Abbildung 10 veranschaulicht. Es ist deutlich zu erkennen, dass sich sowohl die Kortexdicken als auch die Femurdurchmesser der proximalen und distalen Frakturteile in beiden Strahlengängen in ihrer Dicke unterscheiden.

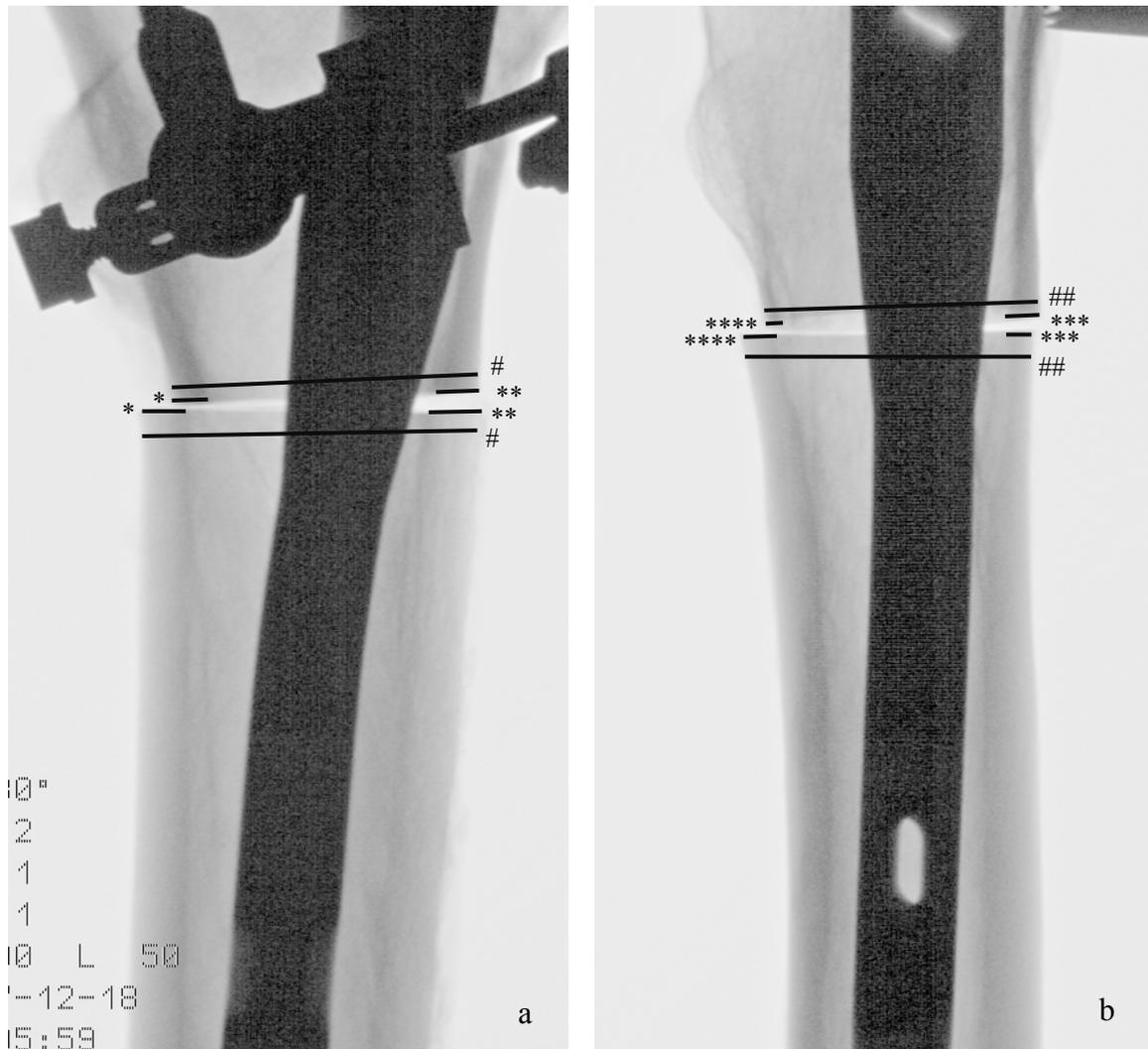


Abbildung 10: Röntgenbild des experimentellen Aufbaus und der gemessenen Variablen.

30° Innentorsion. a: a.p. Ansicht, b: laterale Ansicht. Positives CSS und DDS anhand unterschiedlicher Kortexdicken und Femurdurchmesser von proximalem und distalem Segment sichtbar. \*MCT, \*\*LCT, \*\*\*ACT, \*\*\*\*PCT, #FD a.p., ##FD lat. Eigene Abbildung.

### 3.4 Statistik

Die statistischen Analysen wurden mit der SPSS-Software Version 23 (IBM SPSS Statistics, Armonk, NY, USA) und R-Studio (V. 1.0.153) auf R 3.4.1. durchgeführt.

Es wurden zunächst verschiedene deskriptive Analysen durchgeführt, darunter die Berechnung der Korrelationskoeffizienten der verschiedenen Variablen. Diese Analyse beschrieb ausschließlich die Korrelation zwischen den Variablen, nicht die Korrelation zwischen den Torsionsebenen innerhalb der einzelnen Variablen.

Für jede Variable wurde eine separate Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt, um zu ermitteln, ob die Mittelwerte der Variablen in den einzelnen Stufen der Torsion signifikante Unterschiede zeigten. Als erklärende Variable wurden die 13 Stufen der Torsion in beide Richtungen genommen, als Zufallseffekt die einzelnen Femora.

Schwerpunkt der Analyse lag in der Bestimmung des prädiktiven Wertes des gemessenen CSS und DDS mit dem Torsionsgrad als abhängige Variable. Der Literatur entsprechend wurde ein Schwellenwert von  $15^\circ$  zur Dichotomisierung festgelegt [43]. Demnach wurden die Drehebene  $0^\circ$ ,  $5^\circ$  und  $10^\circ$  zur Kategorie „schwache Torsion“ und die Drehebene  $15^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $25^\circ$  und  $30^\circ$  zur Kategorie „starke Torsion“ zusammengefasst.

Um den Zusammenhang zwischen dem Vorhandensein einer klinisch relevanten Torsionsfehlstellung und den Variablen zu untersuchen, wurden logistische Regressionsmodelle durchgeführt. Zur Berechnung und zum Vergleich von Logistikmodellen mithilfe des `mnl`-Pakets für R-Studio durchliefen die ursprünglichen Variablen verschiedene Transformationen. Zunächst wurde eine logistische Regressionsanalyse durchgeführt, die alle sechs Variablen berücksichtigte. Nach Festlegung des Grenzwertes von  $p < 0,05$  und Durchführung einer Rückwärtsselektion verblieben vier der Variablen im Modell (LCT, FD a.p., ACT und PCT). Zur Interpretation wurden zusätzlich die Odds Ratios berechnet. Um darüber hinaus das Verhältnis von Sensitivität zu Spezifität der Variablen auch in Abhängigkeit der Strahlengänge darzustellen, wurden mithilfe des `pRoc`-Pakets für R-Studio ROC-Kurven mit dazugehörigen AUCs berechnet, die auf einer fünffach wiederholten fünffachen Kreuzvalidierung basieren [70].

Da das Ziel in der Darstellung klinisch anwendbarer Werte bestand, wurde ein separates logistisches Modell für die absoluten Differenzen der einzelnen Variablen berechnet und die resultierenden Schwellenwerte mit Wahrscheinlichkeiten von 0,5 bis 0,9 für das Vorliegen einer klinisch relevanten Torsionsfehlstellung ( $\geq 15^\circ$ ) angegeben. Zur besseren Beurteilung der Qualität dieser zur Vorhersage nutzbaren Werte wurden der positive prädiktive Wert, die Falscherkennungsrate, Sensitivität und Spezifität berechnet. Da für jede Variable verschiedene Schwellenwerte aufgeführt worden sind, kann man zur Beurteilung des CSS und DDS genau den Schwellenwert auswählen, der am besten mit der eignen Messung übereinstimmt.

Die statistische Signifikanz wurde bei einem p-Wert von  $< 0,05$  berücksichtigt, die Werte wurden als Mittelwert mit Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall (KI) angegeben.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Messwerte

Es konnten signifikante Unterschiede der absoluten Differenzen jeder Variable (MCT, LCT, ACT, PCT, FD a.p., FD lat.) abhängig vom Torsionsgrad festgestellt werden ( $p < 0,01$ ).

Die Messergebnisse der Variablen in allen Torsionsgraden und -richtungen beider Strahlengänge sind in den Tabellen 1-4 aufgeführt. Sie beinhalten sowohl die durchschnittlichen Messwerte (Mittel) mit Standardabweichung (SD) als auch den Nachweis eines positiven CSS und DDS (Sichtbar.) sowie die positive Differenz (pos. Diff.) bei einem größeren proximalen als distalen Wert in Prozent.

#### 4.1.1 Außentorsion a.p. Ansicht

In der Außentorsion im a.p. Strahlengang waren die mediale Kortexdicke (MCT) und der Femurdurchmesser (FD a.p.) die am stärksten beeinflussten Variablen (Tabelle 1).

Das MCT zeigte zwischen der proximalen und distalen Kortexdicke eine Differenz von  $0,81 \pm 0,6$  mm in  $15^\circ$  und von  $1,17 \pm 1,12$  mm in  $30^\circ$  Außentorsion. Ein positives CSS, also die sichtbare Differenz von mindestens 0,6 mm, fand sich in 53,85% der Messungen bei  $15^\circ$  und in 69,23% der Messungen bei  $30^\circ$ . Auch die Variable FD a.p. zeigte deutliche Differenzen von  $1,00 \pm 0,93$  mm bei  $15^\circ$  und  $2,07 \pm 1,33$  mm bei  $30^\circ$ . Ein positives DDS ( $>0,6$  mm Differenz) ließ sich in 92,31% bei  $30^\circ$  und in 46,15% in  $15^\circ$  Außentorsion feststellen.

Die laterale Kortexdicke (LCT) zeigte im Vergleich zu den beiden anderen Variablen mit Differenzen von  $0,43 \pm 0,41$  mm bei  $15^\circ$  Außentorsion und  $0,82 \pm 0,63$  mm bei  $30^\circ$  Außentorsion geringere Veränderungen. Das LCT wies bei  $15^\circ$  Außentorsion lediglich in 15,38% der Fälle auf ein positives CSS hin.

Tabelle 1: Außentorsion in a.p. Ansicht: Absolute Differenzen.

	$0^\circ$	$5^\circ$	$10^\circ$	$15^\circ$	$20^\circ$	$25^\circ$	$30^\circ$	p-Wert
<b>Medial Cortical Thickness (MCT)</b>								
Mittel	0,23mm	0,42mm	0,62mm	0,81mm	0,89mm	0,97mm	1,17mm	<0,01
SD	0,12mm	0,19mm	0,31mm	0,60mm	0,87mm	1,04mm	1,12mm	
Sichtbar. <sup>a</sup>	0,00%	15,38%	46,15%	53,85%	53,85%	53,85%	69,23%	
Pos. Diff. <sup>b</sup>	23,08%	38,46%	46,15%	46,15%	53,85%	46,15%	53,85%	
<b>Lateral Cortical Thickness (LCT)</b>								
Mittel	0,23mm	0,28mm	0,31mm	0,43mm	0,51mm	0,62mm	0,82mm	<0,01
SD	0,16mm	0,22mm	0,25mm	0,41mm	0,55mm	0,59mm	0,63mm	
Sichtbar. <sup>a</sup>	0,00%	7,69%	15,38%	15,38%	38,46%	46,15%	61,54%	
Pos. Diff. <sup>b</sup>	23,08%	30,77%	53,85%	53,85%	76,92%	69,23%	84,62%	
<b>Femoral Diameter (FD a.p.)</b>								
Mittel	0,19mm	0,39mm	0,62mm	1,00mm	1,35mm	1,65mm	2,07mm	<0,01
SD	0,12mm	0,38mm	0,54mm	0,93mm	1,16mm	1,25mm	1,33mm	
Sichtbar. <sup>a</sup>	0,00%	7,69%	46,15%	46,15%	69,23%	76,92%	92,31%	
Pos. Diff. <sup>b</sup>	84,62%	92,31%	76,92%	76,92%	76,92%	69,23%	69,23%	

<sup>a</sup>Sichtbarkeit ist gegeben, wenn die absolute Differenz mindestens 0,6 mm beträgt.

<sup>b</sup>Eine positive Differenz liegt vor, wenn der proximale Wert im Vergleich zum distalen Wert größer ist.

#### 4.1.2 Außentorsion laterale Ansicht

Verglichen mit den Messungen des a.p. Strahlengangs in Außentorsionsstellung zeigten sich in der lateralen Ansicht stärkere Veränderungen der Kortexdicken und Femurdurchmesser zwischen den proximalen und distalen Segmenten (Tabelle 2).

Am stärksten beeinflusst stellte sich die posteriore Kortexdicke (PCT) mit einer Differenz von  $1,8 \pm 0,96$  mm in  $15^\circ$  und  $3,00 \pm 0,95$  mm in  $30^\circ$  Außentorsion dar. Auch der Femurdurchmesser (FD lat.) wies mit Differenzen von  $1,94 \pm 1,19$  mm in  $15^\circ$  und  $3,61 \pm 1,54$  mm in  $30^\circ$  Außentorsion deutliche Veränderungen auf. Mit diesen Messwerten verzeichnete die Variable FD lat. in diesem Strahlengang die größten absoluten Differenzen aller Variablen. Sowohl die Variable FD lat. als auch PCT erwiesen sich mit 92,31% positivem DDS in  $15^\circ$  und  $30^\circ$  und 100% positivem CSS in  $15^\circ$  und  $30^\circ$  als sehr aussagekräftig. Ein zu 100% positives CSS fand sich beim PCT auch in  $20^\circ$  und  $25^\circ$  Außentorsion.

Die anteriore Kortexdicke (ACT) zeigte im Vergleich dazu mit  $0,65 \pm 0,64$  mm in  $15^\circ$  und  $1,77 \pm 1,04$  mm in  $30^\circ$  Außentorsion geringere Veränderungen der Kortexdicken, dennoch ließ sich in knapp 85% der Fälle bei  $30^\circ$  ein positives CSS nachweisen.

Tabelle 2: Außentorsion in lateraler Ansicht: Absolute Differenzen.

	0°	5°	10°	15°	20°	25°	30°	p-Wert
<b>Anterior Cortical Thickness (ACT)</b>								
Mittel	0,21mm	0,33mm	0,43mm	0,65mm	1,00mm	1,38mm	1,77mm	<0,01
SD	0,13mm	0,19mm	0,30mm	0,64mm	0,88mm	0,87mm	1,04mm	
Sichtbar. <sup>a</sup>	0,00%	15,38%	23,08%	46,15%	61,54%	76,92%	84,62%	
Pos. Diff <sup>b</sup>	23,08%	15,38%	7,69%	7,69%	7,69%	7,69%	15,38%	
<b>Posterior Cortical Thickness (PCT)</b>								
Mittel	0,18mm	0,61mm	1,47mm	1,80mm	2,32mm	2,64mm	3,00mm	<0,01
SD	0,15mm	0,45mm	0,83mm	0,96mm	0,93mm	0,80mm	0,95mm	
Sichtbar. <sup>a</sup>	0,00%	38,46%	76,92%	100%	100%	100%	100%	
Pos. Diff <sup>b</sup>	23,08%	7,69%	7,69%	7,69%	7,69%	7,69%	7,69%	
<b>Femoral Diameter (FD lat.)</b>								
Mittel	0,32mm	0,70mm	1,29mm	1,94mm	2,54mm	3,18mm	3,61mm	<0,01
SD	0,16mm	0,67mm	1,08mm	1,19mm	1,26mm	1,20mm	1,54mm	
Sichtbar. <sup>a</sup>	7,69%	46,15%	69,23%	92,31%	100%	100%	92,31%	
Pos. Diff <sup>b</sup>	38,46%	53,85%	23,08%	7,69%	7,69%	7,69%	7,69%	

<sup>a</sup>Sichtbarkeit ist gegeben, wenn die absolute Differenz mindestens 0,6 mm beträgt.

<sup>b</sup>Eine positive Differenz liegt vor, wenn der proximale Wert im Vergleich zum distalen Wert größer ist.

Die Außentorsion führte im lateralen Strahlengang vorwiegend zu einer Zunahme, in der a.p. Darstellung eher zu einer Abnahme der Kortexdicken sowie Femurdurchmesser der distalen Fragmente.

### 4.1.3 Innentorsion a.p. Ansicht

In der Innentorsion im a.p. Strahlengang ließen sich die Variablen FD a.p. und MCT als die am stärksten beeinflussten Variablen identifizieren (Tabelle 3).

Der Femurdurchmesser (FD a.p.) änderte sich bei 15° um 0,9± 0,57 mm und bei 30° um 2,08± 1,22 mm. Die Messwerte entsprachen bei 25° und 30° zu 92,31% und bei 15° und 20° zu 76,92% einem positivem DDS.

Der mediale Kortex (MCT) wies bei 15° Innentorsion eine Differenz von 0,71± 0,48 mm und von 1,24± 1,24 mm bei 30° auf. Das CSS war in beiden Torsionsgraden zu 61,54% positiv.

Der laterale Kortex (LCT) erwies sich als die am wenigsten beeinflusste Variable und verzeichnete Differenzen von 0,54± 0,27 mm bei 15° und 0,75± 0,61 mm bei 30°. Das CSS war in 30,77% der Messungen bei 15° und in 53,85% bei 30° positiv.

Tabelle 3: Innentorsion in a.p. Ansicht: Absolute Differenzen.

	0°	5°	10°	15°	20°	25°	30°	p-Wert
<b>Medial Cortical Thickness (MCT)</b>								
Mittel	0,23mm	0,47mm	0,57mm	0,71mm	0,83mm	0,99mm	1,24mm	<0,01
SD	0,12mm	0,35mm	0,31mm	0,48mm	0,74mm	0,95mm	1,24mm	
Sichtbar. <sup>a</sup>	0,00%	38,46%	46,15%	61,54%	53,85%	53,85%	61,54%	
Pos. Diff <sup>b</sup>	23,08%	30,77%	30,77%	30,77%	30,77%	30,77%	38,46%	
<b>Lateral Cortical Thickness (LCT)</b>								
Mittel	0,23mm	0,47mm	0,42mm	0,54mm	0,60mm	0,64mm	0,75mm	<0,01
SD	0,16mm	0,28mm	0,27mm	0,27mm	0,39mm	0,47mm	0,61mm	
Sichtbar. <sup>a</sup>	0,00%	38,46%	30,77%	30,77%	30,77%	30,77%	53,85%	
Pos. Diff <sup>b</sup>	23,08%	15,38%	15,38%	23,08%	23,08%	15,38%	38,46%	
<b>Femoral Diameter (FD a.p.)</b>								
Mittel	0,19mm	0,42mm	0,58mm	0,90mm	1,44mm	1,67mm	2,08mm	<0,01
SD	0,12mm	0,34mm	0,40mm	0,57mm	0,92mm	1,08mm	1,22mm	
Sichtbar. <sup>a</sup>	0,00%	23,08%	53,85%	76,92%	76,92%	92,31%	92,31%	
Pos. Diff <sup>b</sup>	84,62%	69,23%	69,23%	38,46%	38,46%	38,46%	38,46%	

<sup>a</sup>Sichtbarkeit ist gegeben, wenn die absolute Differenz mindestens 0,6 mm beträgt.

<sup>b</sup>Eine positive Differenz liegt vor, wenn der proximale Wert im Vergleich zum distalen Wert größer ist.

#### 4.1.4 Innentorsion laterale Ansicht

Die Innentorsion in lateraler Ansicht zeigte ähnliche Ergebnisse wie die Innentorsion in a.p. Ansicht (Tabelle 4). Der Femurdurchmesser (FD) änderte sich bei 15° um  $1,21 \pm 0,97$  mm und bei 30° um  $1,92 \pm 1,3$  mm. Das DDS war demzufolge bei 15° in knapp 70% und bei 30° in über 90% der Messungen positiv.

Auch das PCT zeigte sich mit  $1,12 \pm 0,87$  mm Differenz bei 15° und  $1,86 \pm 1,08$  mm bei 30° deutlich beeinflusst. In knapp 70% der Fälle war das CSS bei 15° positiv, bei 30° in knapp 85%.

Das ACT wies im Vergleich zu den anderen Variablen geringere Veränderungen auf. Es zeigte bei 15° Differenzen von  $0,54 \pm 0,33$  mm, was einem positivem CSS zu 38,46% entsprach, und bei 30° Änderungen um  $0,74 \pm 0,47$  mm (53,85% pos. CSS).

Tabelle 4: Innentorsion in lateraler Ansicht: Absolute Differenzen.

	0°	5°	10°	15°	20°	25°	30°	p-Wert
<b>Anterior Cortical Thickness (ACT)</b>								
Mittel	0,21	0,32mm	0,38mm	0,54mm	0,56mm	0,60mm	0,74mm	<0,01
SD	0,13	0,25mm	0,26mm	0,33mm	0,38mm	0,43mm	0,47mm	
Sichtbar. <sup>a</sup>	0,00%	15,38%	15,38%	38,46%	46,15%	46,15%	53,85%	
Pos. Diff <sup>b</sup>	23,08%	38,46%	38,46%	30,77%	30,77%	38,46%	38,46%	
<b>Posterior Cortical Thickness (PCT)</b>								
Mittel	0,18mm	0,77mm	0,93mm	1,12mm	1,33mm	1,67mm	1,86mm	<0,01
SD	0,15mm	0,61mm	0,81mm	0,87mm	0,96mm	1,07mm	1,08mm	
Sichtbar. <sup>a</sup>	0,00%	46,15%	53,85%	69,23%	84,62%	84,62%	84,62%	
Pos. Diff <sup>b</sup>	23,08%	15,38%	15,38%	15,38%	7,69%	0,00%	7,69%	
<b>Femoral Diameter (FD lat.)</b>								
Mittel	0,32mm	0,60mm	0,76mm	1,21mm	1,40mm	1,81mm	1,92mm	<0,01
SD	0,16mm	0,49mm	0,54mm	0,97mm	1,14mm	1,17mm	1,30mm	
Sichtbar. <sup>a</sup>	7,69%	38,46%	61,54%	69,23%	61,54%	84,62%	92,31%	
Pos. Diff <sup>b</sup>	38,46%	30,77%	30,77%	15,38%	30,77%	23,08%	30,77%	

<sup>a</sup>Sichtbarkeit ist gegeben, wenn die absolute Differenz mindestens 0,6 mm beträgt.

<sup>b</sup>Eine positive Differenz liegt vor, wenn der proximale Wert im Vergleich zum distalen Wert größer ist.

Die Innentorsion führte im lateralen Strahlengang überwiegend zu einer Zunahme der Kortexdicken und Femurdurchmesser der distalen Knochenfragmente. Im a.p. Strahlengang war diese Tendenz auch zu beobachten, insbesondere beim FD a.p. jedoch weniger stark ausgeprägt.

## 4.2 Mittlere absolute Differenzen

Die bereits in den Tabellen 1- 4 aufgeführten Messwerte der mittleren absoluten Differenzen zwischen den proximalen und distalen Kortexdicken der jeweiligen Variablen sind im Folgenden grafisch dargestellt. Auf der X-Achse der Diagramme sind die verschiedenen Torsionsgrade in 5°-Schritten nach Torsionsrichtung (Innentorsion links, Außentorsion rechts) aufgeführt, auf der Y-Achse befinden sich die gemessenen mittleren absoluten Differenzen zwischen den proximalen und distalen Kortexdicken bzw. Femurdurchmessern in mm. Die Variablen MCT, LCT und FD a.p. repräsentieren die Messwerte der Kortexdicken/Femurdurchmesser des a.p. Strahlengangs, die Variablen ACT, PCT und FD lat. die des lateralen Strahlengangs. Eine positive Differenz (pos.) liegt vor, wenn der proximale Wert im Vergleich zum distalen Wert größer ist.

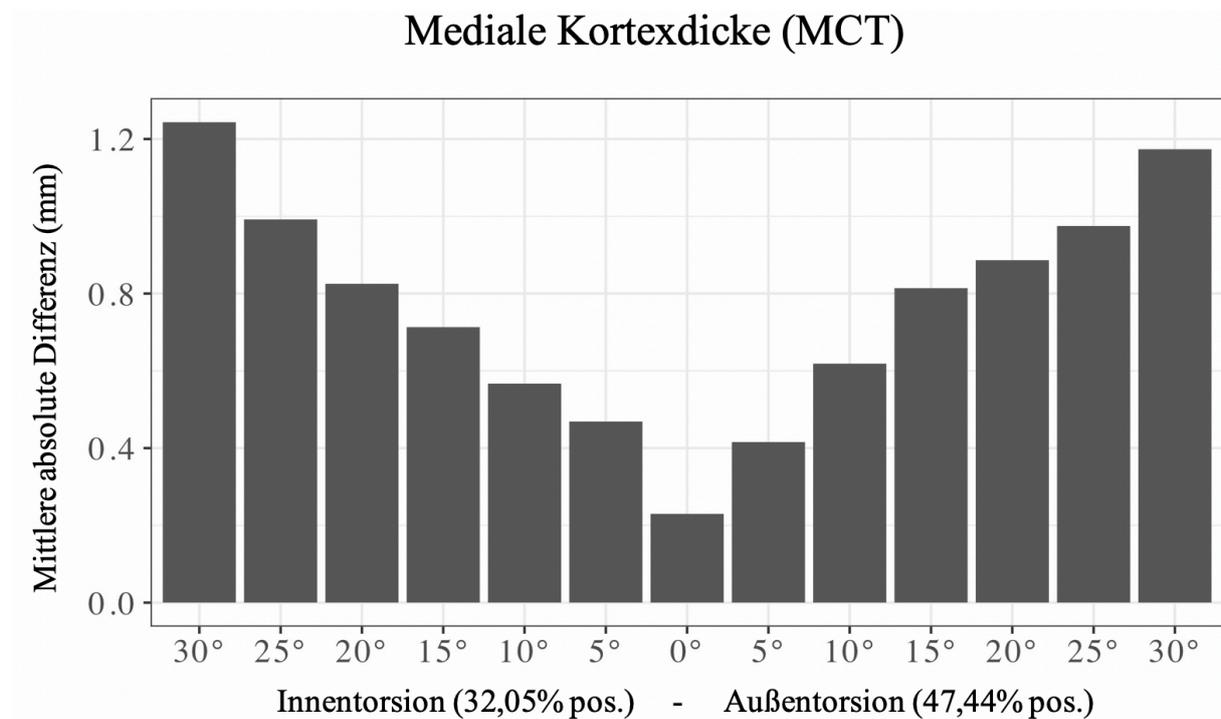


Abbildung 11: Mittlere absolute Differenzen der medialen Kortexdicke (MCT) in Abhängigkeit von Torsionsgrad und -richtung. Links Innentorsion (0°-30°), rechts Außentorsion (0°-30°).

In Abbildung 11 sind die mittleren absoluten Differenzen zwischen der gemessenen proximalen und distalen medialen Kortexdicke (MCT) im a.p. Strahlengang dargestellt. Es ist zu erkennen, dass die absoluten Differenzen zwischen den Kortexdicken mit steigendem Torsionsgrad gleichmäßig in beide

Torsionsrichtungen zunahmen. Die größte absolute Differenz (1,24 mm) wurde bei 30° Innentorsion festgestellt.

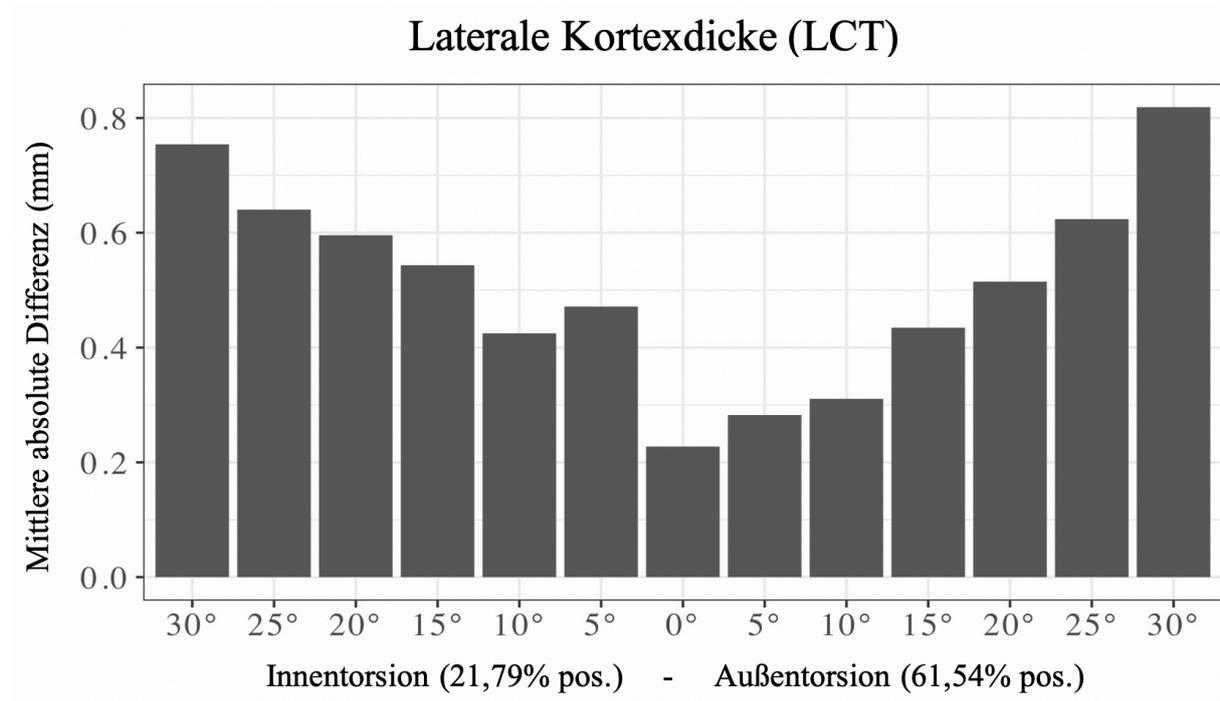


Abbildung 12: Mittlere absolute Differenzen der lateralen Kortexdicke (LCT) in Abhängigkeit von Torsionsgrad und -richtung. Links Innentorsion (0°-30°), rechts Außentorsion (0°-30°).

Auch die laterale Kortexdicke (LCT) wies, wie in Abbildung 12 dargestellt, Veränderungen der mittleren absoluten Differenzen zwischen proximalem und distalem Kortex in beide Torsionsrichtungen auf. In Außentorsionsrichtung nahm die absolute Differenz mit steigendem Torsionsgrad gleichmäßig zu und erreichte bei 30° den höchsten Wert (0,82 mm). In Innentorsionsrichtung hingegen war bereits nach 5° Torsion eine absolute Differenz von 0,47 mm zu messen. Allerdings stieg diese mit zunehmendem Torsionsgrad um nur weitere 0,28 mm an und erreichte bei 30° Innentorsion einen maximalen Wert von 0,75 mm.

### Femurdurchmesser a.p. (FD a.p.)

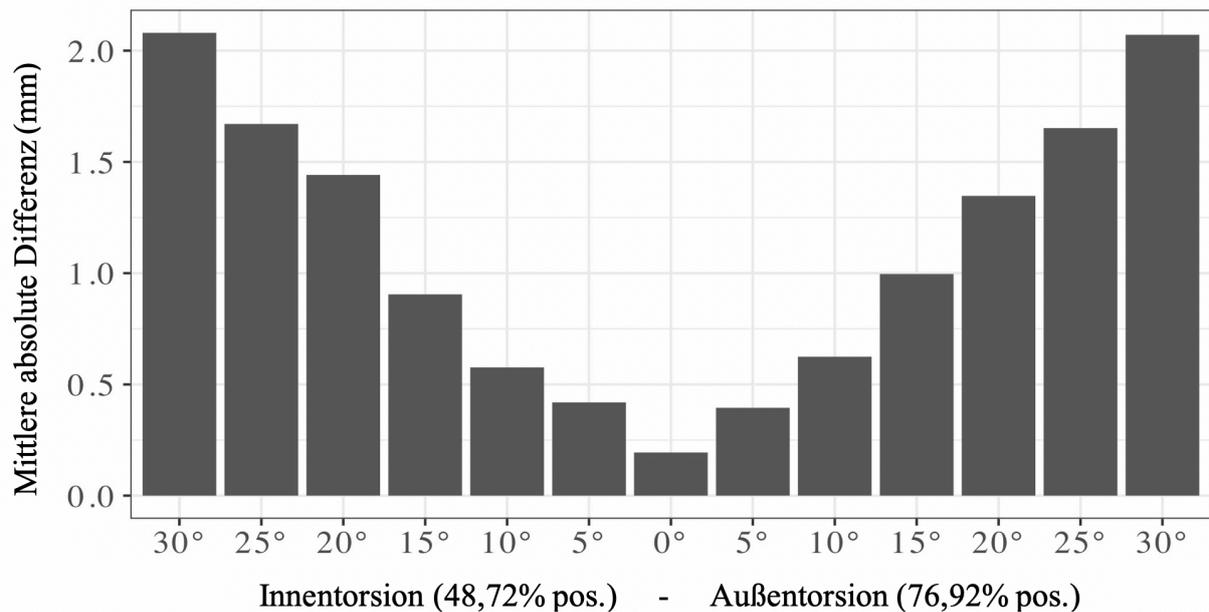


Abbildung 13: Mittlere absolute Differenzen des Femurdurchmessers a.p. (FD a.p.) in Abhängigkeit von Torsionsgrad und -richtung. Links Innentorsion (0°-30°), rechts Außentorsion (0°-30°).

Die mittleren absoluten Differenzen zwischen proximalem und distalem Femurdurchmesser (FD a.p.) wiesen in beide Torsionsrichtungen deutliche Veränderungen auf, die gleichmäßig mit dem Torsionsausmaß zunahm (Abb. 13). Die größte absolute Differenz von 2,08 mm fand sich in 30° Innentorsion, allerdings zeigte sich auch in 30° Außentorsion eine deutliche absolute Differenz von 2,07 mm. Die Torsion des Femur nach außen führte häufig (76,92%) zu einer Verkleinerung des distalen Femurdurchmessers (FD a.p.). Bei 15° Torsion, dem Grenzwert für klinisch relevante Torsionsfehlstellungen, betrug die absolute Differenz in Außentorsion 1,00 mm und in Innentorsion 0,90 mm.

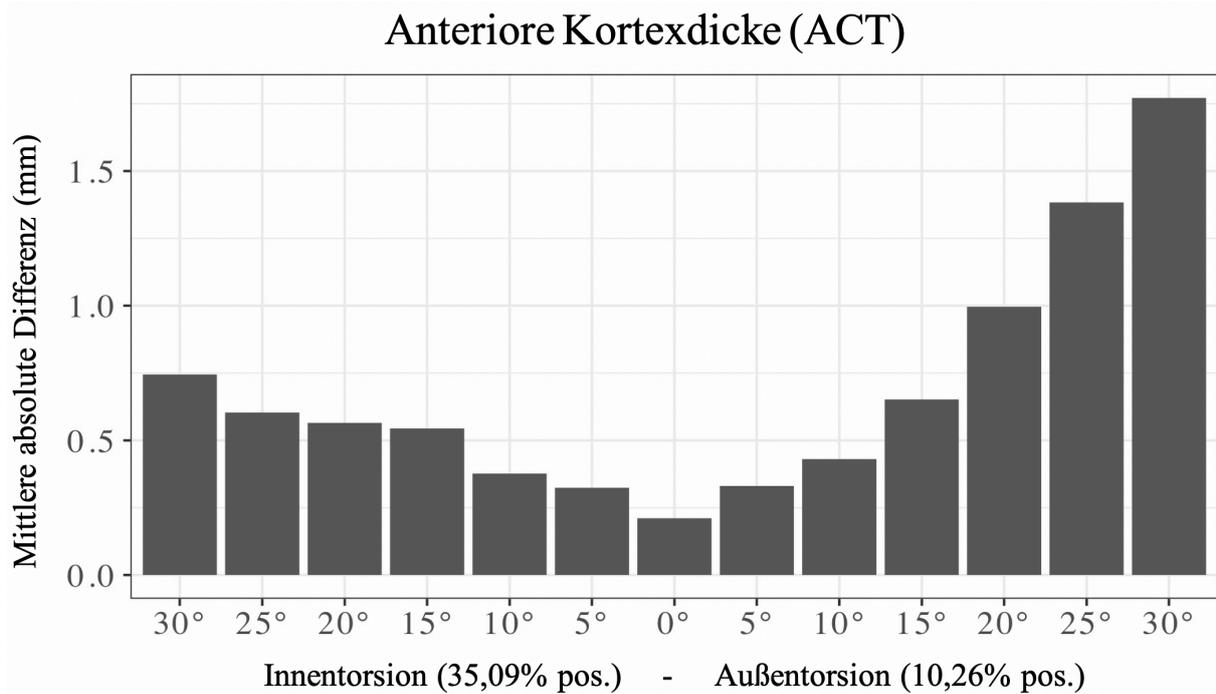


Abbildung 14: Mittlere absolute Differenzen der anterioren Kortexdicke (ACT) in Abhängigkeit von Torsionsgrad und -richtung. Links Innentorsion (0°-30°), rechts Außentorsion (0°-30°).

Die mittleren absoluten Differenzen zwischen proximaler und distaler anteriorer Kortexdicke (ACT) in lateraler Ansicht wiesen vorwiegend in Außentorsionsrichtung Veränderungen auf, die mit steigendem Torsionsgrad zunahmten und bei 30° mit 1,77 mm ihren höchsten Wert erreichten (Abb. 14). Eine Außentorsion führte in den meisten Fällen (89,74%) zu einer Vergrößerung, selten (10,26%) zu einer Verkleinerung des distalen anterioren Kortex. In der Innentorsion hingegen fanden sich geringere Veränderungen mit einer maximalen Differenz von 0,74 mm bei 30°.

## Posteriore Kortexdicke (PCT)

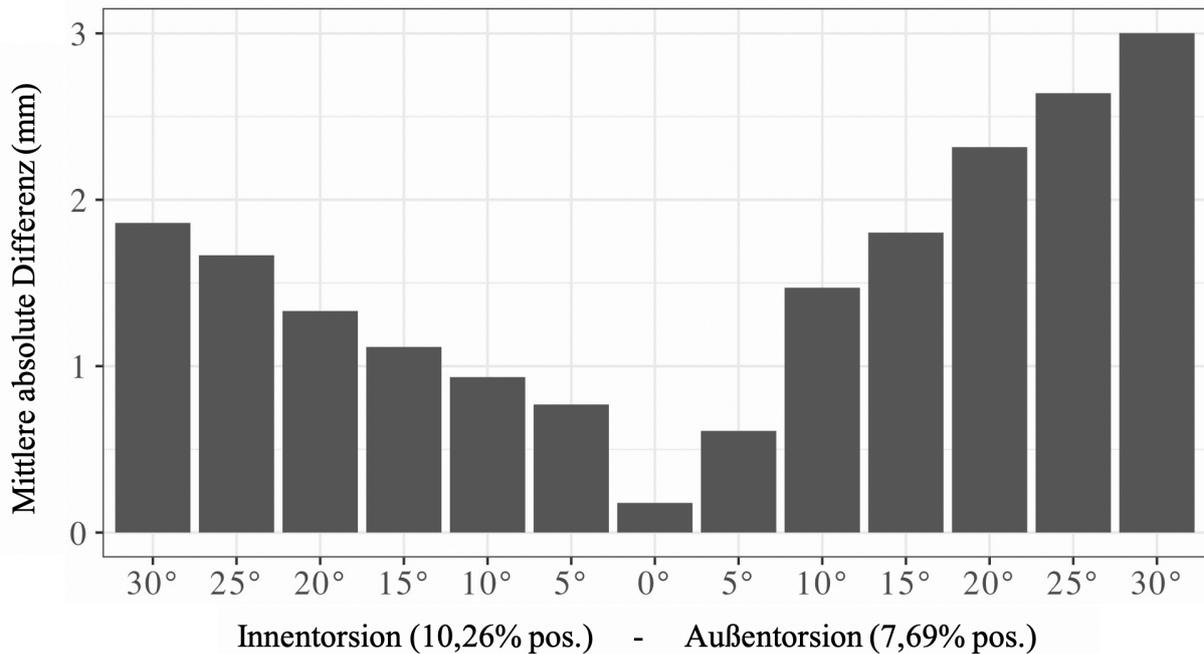


Abbildung 15: Mittlere absolute Differenzen der posterioren Kortexdicke (PCT) in Abhängigkeit von Torsionsgrad und -richtung. Links Innentorsion (0°-30°), rechts Außentorsion (0°-30°).

Die posteriore Kortexdicke (PCT) verzeichnete besonders in Außentorsionsstellung deutliche Vergrößerungen der mittleren absoluten Differenzen mit ansteigendem Torsionsgrad (Abb.15). In 15° Außentorsion wurde eine mittlere absolute Kortexdifferenz von 1,80 mm gemessen, in 30° Außentorsion betrug diese 3,00 mm. Somit zeigte das PCT die größten Veränderungen der mittleren absoluten Differenzen aller die Kortexdicke betreffenden Variablen (MCT, LCT, ACT, PCT).

Eine Torsion des Femurs nach außen führte in 92,31% der Messungen zu einer Vergrößerung, in 7,69% zu einer Verkleinerung des distalen posterioren Kortex.

Auch die Innentorsion führte zu Vergrößerungen der absoluten Differenzen zwischen proximalen und distalen posterioren Kortex (PCT). Bei 15° Innentorsion betrug die mittlere absolute Differenz 1,12 mm und bei 30° 1,86 mm.

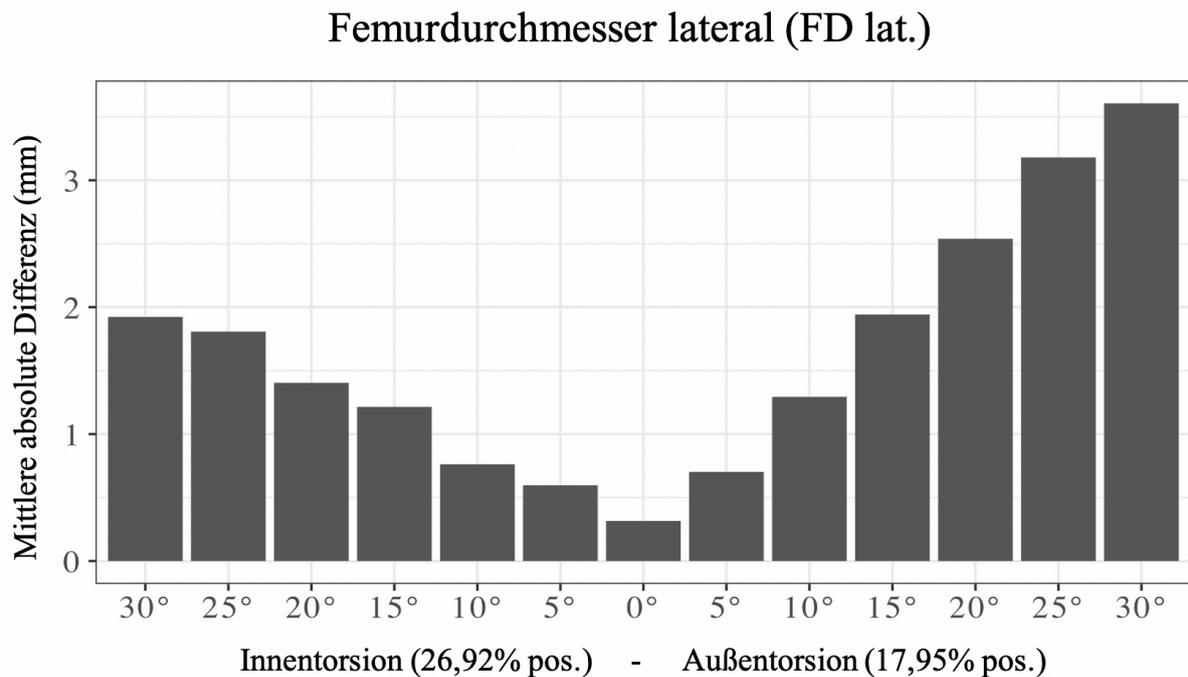


Abbildung 16: Mittlere absolute Differenzen des lateralen Femurdurchmessers (FD lat.) in Abhängigkeit von Torsionsgrad und -richtung. Links Innentorsion (0°-30°), rechts Außentorsion (0°-30°).

Die mittleren absoluten Differenzen zwischen proximalem und distalem lateralem Femurdurchmesser (FD lat.) zeigten, wie auch beim ACT und PCT, besonders in Außentorsionsrichtung deutliche Veränderungen, die gleichmäßig mit dem Torsionsgrad zunahmen (Abb. 16).

Das FD lat. wies mit einer mittleren absoluten Differenz von 3,61 mm bei 30° Außentorsion den größten ermittelten Wert aller vermessenen Variablen auf. Bei 15° belief sich die mittlere absolute Differenz auf 1,94 mm. Eine Torsion des Femur führte sowohl in der Außen- als auch in der Innentorsion häufiger zu einer Vergrößerung des distalen Femurdurchmessers (IR: 73,08%, AR: 82,05%).

In der Innentorsion verzeichnete der laterale Femurdurchmesser (FD lat.) eine mittlere absolute Differenz von 1,21 mm bei 15° und von 1,92 mm bei 30°.

### 4.3 Korrelation der Variablen in Torsionsrichtung

Zusätzlich wurden die Variablen auf ihre Korrelationen in entsprechender Torsionsrichtung untersucht, wobei ausschließlich die Korrelationen zwischen den Variablen, nicht die Korrelationen zwischen den Torsionsebenen innerhalb der einzelnen Variablen untersucht wurden (Abb. 17). Berücksichtigt wurden die absoluten Differenzen.

Unter Betrachtung der Korrelation von Variable und Torsionsrichtung wiesen die Variablen PCT (0.78), FD lat. (0.74) und ACT (0.62) in Außentorsion die höchsten Korrelationen auf. In der Außentorsion stellten die Variablen FD a.p. und FD lat. die meist beeinflussten Variablen dar.

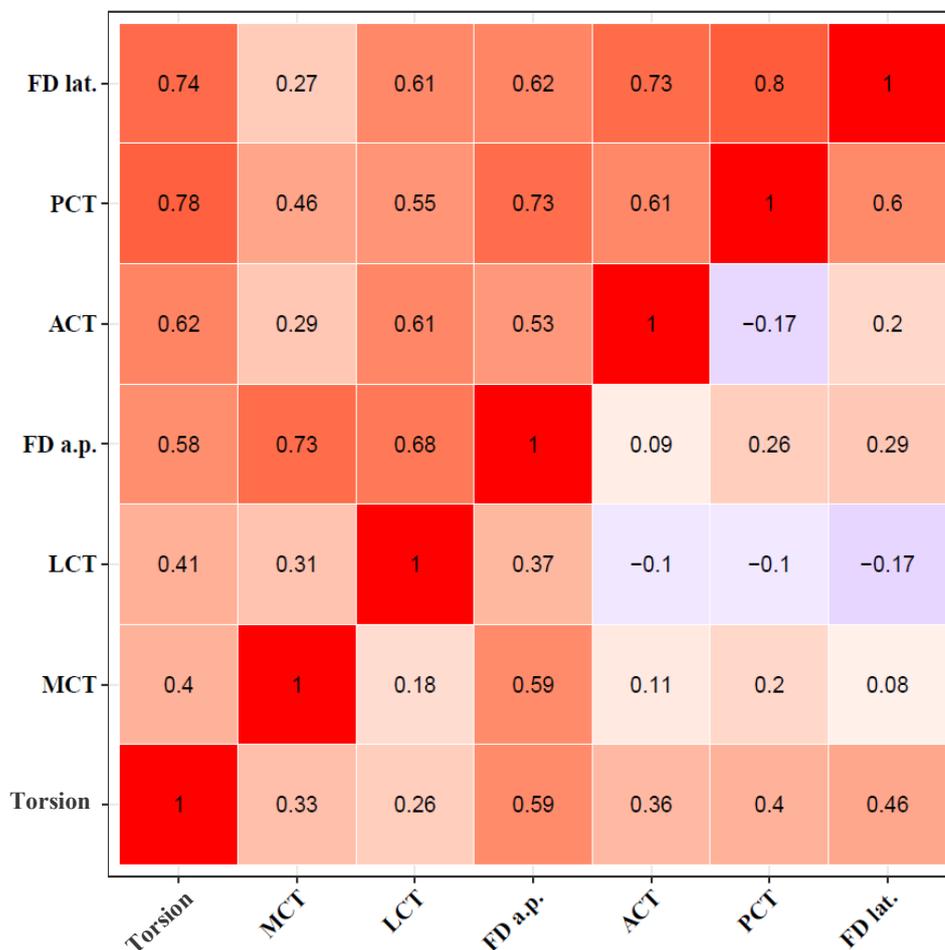


Abbildung 17: Korrelation der absoluten Differenzen und der Torsion. Oberes Dreieck: Außentorsion; Unteres Dreieck: Innentorsion.

Die höchste Korrelation der Variablen untereinander erwiesen das FD lat. und das PCT in Außentorsion mit einem Korrelationskoeffizienten von 0.8. Auch das FD lat. und das ACT sowie das FD a.p. und das PCT bzw. MCT in Außentorsion ergaben mit jeweils 0.73 hohe Korrelationskoeffizienten. Unter

Betrachtung der Innentorsion wiesen das FD a.p. und das MCT mit einem Korrelationskoeffizienten von 0.59 die höchste Korrelation auf. Generell wiesen die Variablen in Außentorsionsstellung (sowohl zur Torsionsrichtung als auch zueinander) merkbar höhere Korrelationen auf als in Innentorsionsstellung.

#### 4.4 Logistische Regressionsmodelle

Um den Einfluss der Variablen auf die Wahrscheinlichkeit für eine vorliegende Torsionsfehlstellung zu analysieren und Prädiktoren für das Vorliegen dieser zu identifizieren, wurde eine logistische Regressionsanalyse durchgeführt. Das Modell, das nur die signifikanten Prädiktoren LCT, FD a.p., ACT und PCT verwendete ( $p < 0,05$ ), schien dem vollständigen Modell mit allen sechs Variablen leicht überlegen zu sein und die größte Vorhersagekraft zur Identifizierung von Torsionsfehlstellungen zu haben (Tabelle 5). Die ermittelten Odds-Ratios für die verschiedenen Parameter zeigten den positiven Zusammenhang zwischen den Variablen und der Chance auf das Vorliegen einer Torsionsfehlstellung. Die höchste Odds Ratio (14,17) bei gleichzeitig niedrigstem p-Wert ( $< 0,001$ ) wies die Variable ACT auf. Die folgende Tabelle führt nähere Details auf. Das Konfidenzintervall wurde mit 95% berücksichtigt und enthält bei keiner der Variablen negative Werte.

Tabelle 5: Odds Ratios des finalen Regressionsmodells.

	Odds Ratio (OR)	95% KI	p-Wert
LCT	5,46	1,09; 27,18	0,038
FD a.p.	4,32	1,69; 11,03	0,002
ACT	14,17	3,41; 59,01	$< 0,001$
PCT	2,68	1,43; 5,00	0,002

Um Grenzwerte der Variablen (mm) zur Identifikation signifikanter Torsionsfehlstellungen ( $\geq 15^\circ$ ) zu identifizieren, wurde für jede Variable ein separates logistisches Regressionsmodell erstellt.

Dabei wurden, angelehnt an die Wahrscheinlichkeit (0,5-0,9) für das Vorliegen einer Torsionsfehlstellung von  $\geq 15^\circ$ , die jeweiligen Schwellenwerte, positiven prädiktiven Werte (PPV), Falscherkennungsraten (FDR), Sensitivitäten und Spezifitäten für jede Variable ermittelt. Die Wahrscheinlichkeiten und Schwellenwerte (mm) entstammen separaten Modellen für jede einzelne Variable. Der Positive Prädiktive Wert (PPV) und die Falscherkennungsrate (FDR) sind aus den Beobachtungen des jeweiligen und nächsthöheren Schwellenwertes berechnet (Tabelle 6).

Tabelle 6: Wahrscheinlichkeiten und Schwellenwerte (mm) für jede Variable. Positiver prädiktiver Wert (PPV), Falscherkennungsrate (FDR), Sensitivität und Spezifität sind für jede Variable angegeben.

Wahrscheinlichkeit	Schwellenwert	PPV	FDR	Sensitivität	Spezifität
<b>Medial Cortical Thickness (MCT) (p &lt; 0,001)</b>					
0,5	0,35	0,52	0,48	0,74	0,44
0,6	0,59	0,51	0,49	0,59	0,67
0,7	0,86	0,76	0,24	0,45	0,88
0,8	1,18	0,91	0,09	0,25	0,98
0,9	1,66	0,99	0,01	0,13	1,00
<b>Lateral Cortical Thickness (LCT) (p &lt; 0,001)</b>					
0,5	0,21	0,51	0,49	0,78	0,38
0,6	0,42	0,68	0,32	0,61	0,65
0,7	0,65	0,57	0,43	0,33	0,85
0,8	0,94	0,90	0,10	0,23	0,98
0,9	1,36	1,00	0,00	0,10	1,00
<b>Femoral Diameter (FD), a.p. Ansicht (p &lt; 0,001)</b>					
0,5	0,60	0,62	0,38	0,79	0,73
0,6	0,77	0,52	0,48	0,69	0,82
0,7	0,95	0,76	0,24	0,65	0,89
0,8	1,18	0,91	0,09	0,55	0,94
0,9	1,51	0,94	0,06	0,41	0,96
<b>Anterior Cortical Thickness (ACT) (p &lt; 0,001)</b>					
0,5	0,35	0,55	0,45	0,74	0,60
0,6	0,50	0,58	0,42	0,60	0,78
0,7	0,66	0,59	0,41	0,52	0,87
0,8	0,86	0,90	0,10	0,44	0,97
0,9	1,16	0,99	0,01	0,27	1,00
<b>Posterior Cortical Thickness (PCT) (p &lt; 0,001)</b>					
0,5	0,96	0,56	0,44	0,78	0,65
0,6	1,25	0,51	0,49	0,72	0,73
0,7	1,58	0,75	0,25	0,64	0,84
0,8	1,97	0,92	0,08	0,48	0,93
0,9	2,57	0,91	0,09	0,27	0,96
<b>Femoral Diameter (FD), laterale Ansicht (p &lt; 0,001)</b>					
0,5	0,94	0,57	0,43	0,76	0,72
0,6	1,24	0,61	0,39	0,69	0,80
0,7	1,57	0,77	0,23	0,61	0,88
0,8	1,97	0,90	0,10	0,51	0,93
0,9	2,58	0,93	0,07	0,37	0,95

Unter Betrachtung der Variablen in a.p. Ansicht erwiesen sich die Veränderung der lateralen Kortexdicke (LCT) als am besten geeignet zur Identifikation klinisch relevanter Torsionsfehlstellungen. Eine Differenz zwischen proximalen und distalen lateralen Kortex von 0,94 mm ging demnach mit einer Wahrscheinlichkeit von 0,8 für das Vorliegen einer klinisch relevanten Torsionsfehlstellung einher. Der PPV betrug in dem Fall 0,90 und die Spezifität 0,98. Bei einer Wahrscheinlichkeit von 0,9 lag der Schwellenwert bei 1,36 mm mit einem PPV von 1,0. Um eine höhere Sensitivität zu erhalten müssen

niedrigere Schwellenwerte gewählt werden. Die laterale Kortexdicke (LCT) eignete sich aufgrund der geringeren Schwellenwerte besser zur Identifikation von Torsionsfehlstellungen als die mediale Kortexdicke (MCT), welches bei einer Wahrscheinlichkeit von 0,8 einen Schwellenwert von 1,18 mm aufwies (vgl. LCT 0,94 mm). Mit einem PPV von 0,91, einer FDR von 0,09, einer Sensitivität von 0,25 und einer Spezifität von 0,98 stimmten die Werte auf diesem Wahrscheinlichkeitsniveau überwiegend mit denen des LCT überein. Der Femurdurchmesser (FD a.p.) zeigte auf einem Wahrscheinlichkeitslevel von 0,7 einen Schwellenwert von 0,95 mm und einen positiven prädiktiven Wert von 0,76. Auch die Sensitivität war bei dieser Wahrscheinlichkeit mit 0,65 vergleichsweise hoch. Der PPV stieg ab einem Schwellenwert von 1,18 mm auf 0,91 und erreichte dann eine Wahrscheinlichkeit von 0,8 für das Vorliegen einer Torsionsfehlstellung von  $\geq 15^\circ$ .

In der lateralen Ansicht erwies sich die anteriore Kortexdicke (ACT) mit einem Schwellenwert von 0,86 mm auf einem Wahrscheinlichkeitslevel von 0,8 und einem positiven prädiktiven Wert von 0,90 als günstig zur Detektion von Torsionsfehlstellungen. Bei einer Wahrscheinlichkeit von 0,9 und einem Schwellenwert von 1,16 mm lies sich ein PPV von 0,99 verzeichnen. Im Vergleich dazu lag der Schwellenwert der posterioren Kortexdicke (PCT) auf gleichem Wahrscheinlichkeitsniveau bei 2,57 mm mit einem PPV von 0,91 und einer Spezifität von 0,96. Bei einem Wahrscheinlichkeitslevel von 0,8 erweisen sowohl die posteriore Kortexdicke (PCT) als auch der Femurdurchmesser in lateraler Ansicht (FD lat.) einen Schwellenwert von 1,97 mm. Der PPV war beim PCT mit 0,92 etwas höher, allerdings verzeichnete das FD lat. eine höhere Sensitivität (0,51). Bei beiden Variablen belief sich die Spezifität auf 0,93.

Generell ließ sich ableiten, dass abhängig von der Priorität des Untersuchers unterschiedliche Schwellenwerte zu wählen sind. Um eine hohe Spezifität und einen hohen Positiv Prädiktiven Wert zu erreichen, ist ein dementsprechend hoher Schwellenwert zu wählen. Eine hohe Sensitivität sowie Falscherkennungsrate hingegen können durch niedrigere Schwellenwerte erlangt werden.

Tabelle 7: Odds Ratios separater logistischer Regressionsmodelle für jede Variable.

	Odds Ratio (OR)	95% KI	P-Wert
MCT	5,39	2,32; 12,52	< 0,001
LCT	11,13	4,88; 25,36	< 0,001
FD a.p.	15,01	4,95; 45,49	< 0,001
ACT	6,72	2,42; 18,64	< 0,001
PCT	3,91	2,49; 6,16	< 0,001
FD lat.	3,79	2,39; 6,02	< 0,001

Die separaten logistischen Regressionsmodelle für jede einzelne Variable sind in Tabelle 7 aufgeführt. Die Odds Ratios jeder Variable sind angegeben. Es besteht ein positiver Zusammenhang zwischen den

einzelnen Variablen und der Chance auf eine Torsionsfehlstellung. Es wurde ein Konfidenzintervall (CI) von 95% und eine statistische Singifikanz von  $p < 0,001$  gewählt.

## 4.5 ROC Analysen

Zur weiteren Anlyse von Senisitivität und Spezifität der Variablen wurden Receiver Operater Characteristics (ROC) erstellt (Abb. 18,19). Dazu wurden sowohl die einzelnen Variablen als auch deren Kombination untersucht. Wie in der folgenden Abbildung deutlich zu erkennen ist, wies vor allem die Kombination aller sechs Variablen das beste Verhältnis von Sensitivität zu Spezifität auf (AUC 0.91). Dennoch erwiesen sich auch einige der einzelnen Varbaiblen als sehr geeignet. Besonders die Variablen FD a.p. (AUC 0.84), FD lat. (AUC 0.82) und PCT (AUC 0.81) wiesen ein gutes Verhältnis von Senisitivität zu Spezifität in der Identifikation klinisch relevanter Torsionsfehlstellungen.

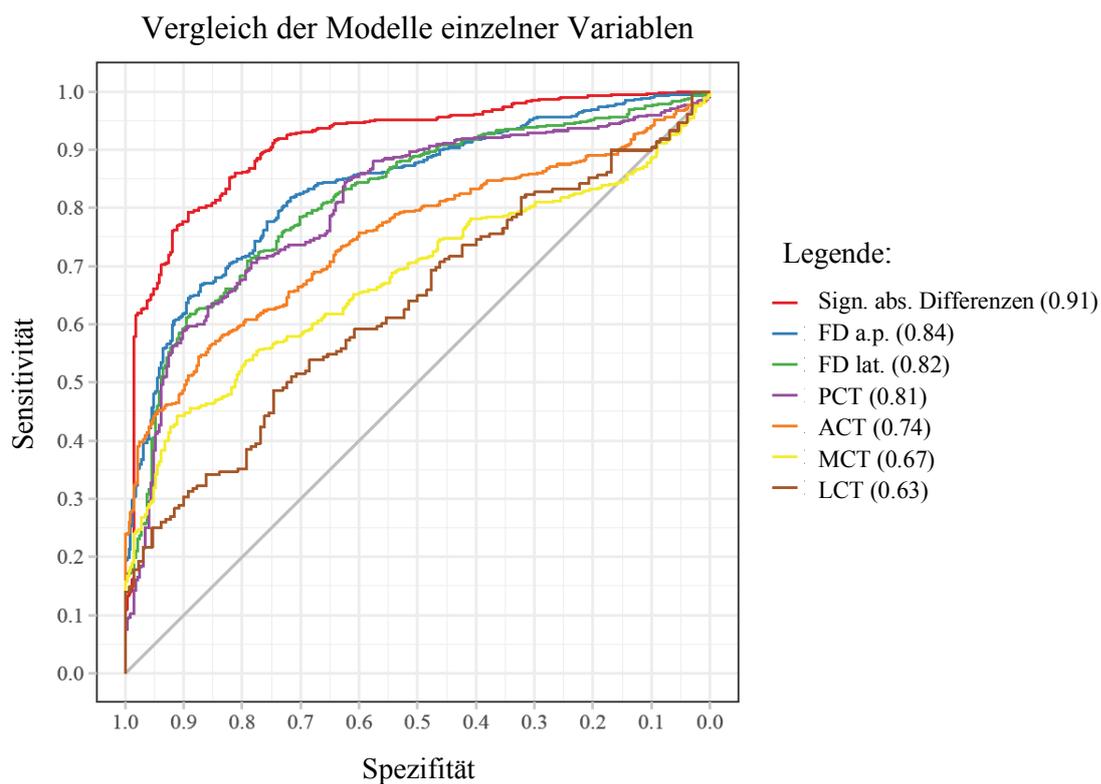


Abbildung 18: ROC Analyse: Vergleich der Modelle einzelner Variablen. Die AUC ist in Klammern angegeben. Betrachtung der absoluten Differenzen (abs.).

Auch die Auswirkungen der beiden Strahlengänge (a.p. und lateral) auf Sensitivität und Spezifität wurde analysiert. Demnach stellte sich die Kombination der Variablen des a.p. und des lateralen Strahlengangs (AUC 0.91) in Bezug auf die Sensitivität und Spezifität günstiger dar als die alleinige Betrachtung der Variablen der jeweils einzelnen Strahlengänge (AUC 0.87, 0.84).

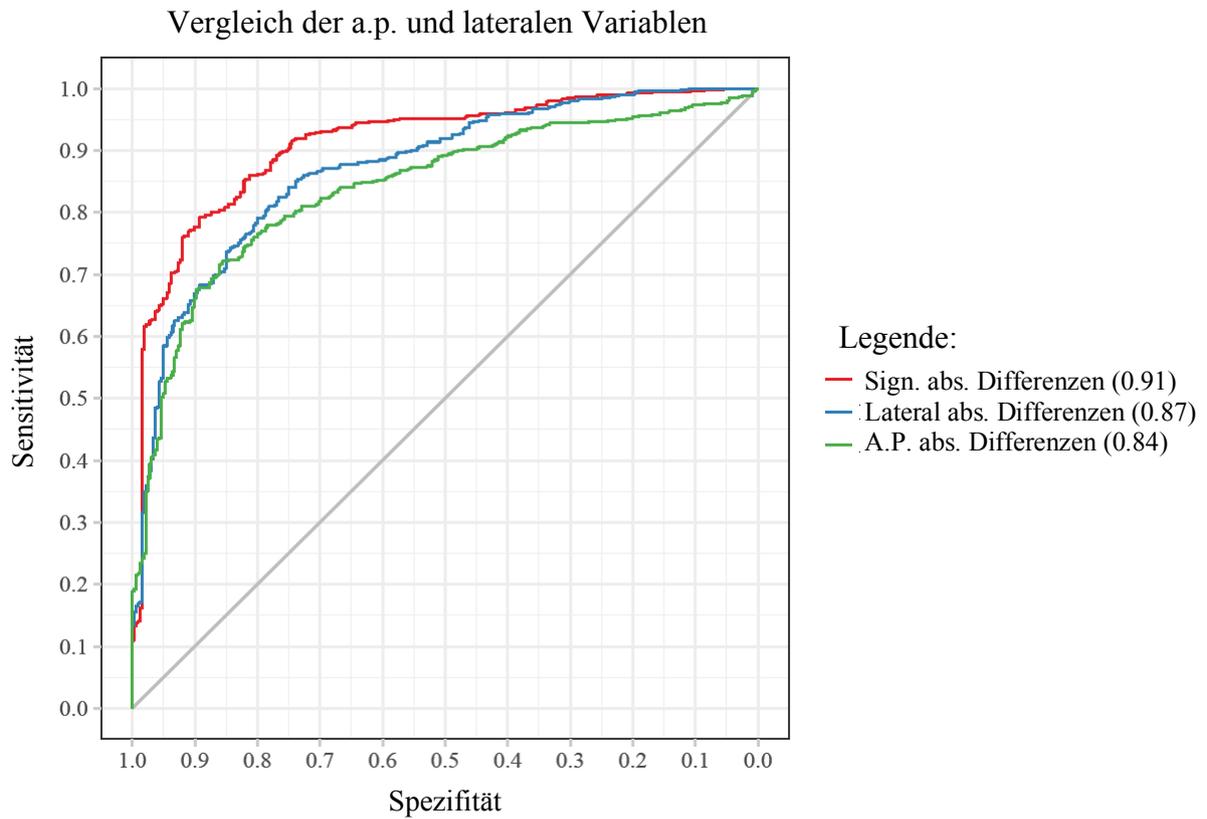


Abbildung 19: ROC Analyse: Vergleich der Modelle im a.p. und lateralen Strahlengang einzeln und in Kombination. Die AUC ist in Klammern angegeben. Betrachtung der absoluten Differenzen (abs.).

## 5. Diskussion

Mittlerweile hat sich die intramedulläre Marknagelung als Methode der Wahl zur operativen Versorgung subtrochantärer Frakturen erwiesen. Obwohl mit diesem Verfahren gute Ergebnisse erzielt werden können, ist es nach wie vor anspruchsvoll und nicht selten von Komplikationen begleitet. Eine häufige und ernstzunehmende, dennoch zu oft übersehene und vernachlässigte Komplikation in der operativen Versorgung ist die Torsionsfehlstellung. Torsionsdifferenzen von mindestens  $15^\circ$  werden als klinisch relevant bezeichnet, da sie in diesem Ausmaß meist nicht nur kosmetische, sondern auch ernstzunehmende klinische Konsequenzen haben [45, 55]. Mit einer Inzidenz von 20-40% kommen sie häufig vor und bleiben vor allem in der geschlossenen Frakturversorgung intraoperativ oft unentdeckt [44-46]. Neben Bewegungseinschränkungen und Schmerzen, die insbesondere bei anspruchsvolleren körperlichen Aktivitäten wie Sport oder Treppensteigen auftreten, sind auch fehlerhafte Haltungen zur Kompensation der Fehlstellung und degenerative Veränderungen wie Arthrose typische Folgen von Torsionsfehlstellungen [45, 49, 52]. Dass selbst das alltägliche Leben eingeschränkt sein kann, spiegeln auch die verminderten WOMAC Scores der Hüfte und des Knies sowie die oft reduzierte gesundheitsbezogene Lebensqualität dieser Patienten wider [49, 50]. Trotz ausgeprägter Folgen, die weitere Revisionsoperationen nach sich ziehen können, mangelt es an Möglichkeiten zur rechtzeitigen intraoperativen Detektion und Behebung von Torsionsfehlstellungen. Dies liegt nicht zuletzt daran, dass das Mittel der Wahl zur Feststellung und Beurteilung, die Computer-Tomografie, erst post- und nicht bereits intraoperativ verfügbar ist [45, 46].

Eine Möglichkeit der intraoperativen Detektion ist die klinische Messung, bei der das Bewegungsausmaß der frakturierten und unfrakturierten Extremität im Seitenvergleich observiert wird. Da zur Anwendung dieser Methode die Bewegungsfreiheit der Beine vorausgesetzt ist, stößt sie sowohl bei beidseitigen Femurfrakturen und Arthrose als auch bei Verwendung eines Extensionstisches, der nur eingeschränkte Beweglichkeit der Extremitäten ermöglicht, an ihre Grenzen. Letzteres limitiert auch die Anwendung der Trochanter minor Methode, die auf dem Vergleich der Darstellung des Trochanter minor im Röntgenbild von frakturierter und unfrakturierter kontralateraler Seite basiert [45, 57, 58]. Auch diese Methode setzt eine unverletzte kontralaterale Extremität voraus. Eine weitere Möglichkeit stellt die Computer-gestützte Navigation dar, allerdings geht diese bislang mit einer deutlich verlängerten Operationszeit, erhöhten Strahlenbelastung und anspruchsvoller Handhabung einher und ist bislang, auch wegen der eingeschränkten Verfügbarkeit, nicht in den klinischen Alltag integriert worden [60-63].

Ein Ansatz, der bereits 1996 von Krettek et al. beschrieben wurde, befasst sich mit dem sog. Cortical Step Sign (CSS) und dem Diameter Difference Sign (DDS) als Mittel zur Detektion von Torsionsfehlstellungen [65, 66]. Dabei handelt es sich um zwei radiologische Zeichen, die auf der Veränderung der Kortexdicken und Durchmesser langer Röhrenknochen mit ovalem Querschnitt in der Sagittal- und Transversalebene bei Vorliegen einer Torsionsdifferenz basieren. Eine Torsionsdifferenz

könnte somit intraoperativ durch unterschiedliche Kortexdicken bzw. Knochendurchmesser in der Bildgebung auffallen und idealerweise unmittelbar in Narkose korrigiert werden.

Obwohl es in der Literatur einige Erwähnungen des Cortical Step- und das Diameter Difference Signs gibt, fehlen hierzu größere systematische Analysen, insbesondere gibt es keine Studien zur intraoperativen Umsetzbarkeit in einem realistischen Frakturmodell.

## 5.1 Diskussion der Ergebnisse

In der hier vorliegenden Studie wurden das Cortical Step Sign (CSS) und das Diameter Difference Sign (DDS) auf deren Eignung zur Detektion klinisch relevanter Torsionsfehlstellungen anhand experimentell erworbener Daten aus einem subtrochantären Frakturmodell untersucht. Es wurden an 13 Kadaverfemora subtrochantäre Frakturen simuliert und die distalen Femursegmente mithilfe eines Navigationssystems in 5°-Schritten in jeweils 0° bis 30° Außen- und Innentorsion gebracht. Von jedem Femur wurden dabei Röntgenaufnahmen aller Positionen in zwei Ebenen (a.p. und lateral) aufgenommen. Es wurden die absoluten Differenzen zwischen proximalen und distalen Kortexdicken sowie Femurdurchmessern ermittelt, die jeweils durch sechs Variablen (MCT, LCT, PCT, ACT, FD a.p., FD lat.) repräsentiert wurden, und verschiedene statistische Analysen durchgeführt. Unseres Wissens ist dies die erste Studie, die das CSS und DDS in einem realistischen Frakturmodell untersucht.

Abhängig von Torsionsrichtung, -grad und Strahlengang zeigten die Variablen des CSS und DDS signifikante Veränderungen. Die deutlichsten Veränderungen der untersuchten Variablen aller Messungen ließen sich in Außentorsionsstellung in lateraler Ansicht beobachten: Der Femurdurchmesser (FD lat.) wies mit  $1,94 \pm 1,19$  mm in 15° und  $3,61 \pm 1,54$  mm in 30° Außentorsion die größten absoluten Differenzen aller vermessenen Variablen auf. Ein positiver Nachweis des DDS gelang sowohl in 15° als auch in 30° Außentorsion zu 92,31%. In der Analyse der posterioren Kortexdicke (PCT) konnte ein zu 100% positiver CSS Nachweis in 15° und 30° Außentorsion ermittelt werden. Die absoluten Differenzen betragen hier  $1,8 \pm 0,96$  mm in 15° und  $3,00 \pm 0,95$  mm in 30° Außentorsion.

In der Außentorsion in a.p. Ansicht zeigte der Femurdurchmesser (FD a.p.) die größten Differenzen, jedoch erwies sich auch die mediale Kortexdicke (MCT) als beeinflusst.

Die Messungen der Variablen in Innentorsionsstellung ergaben ebenfalls Veränderungen der Variablen, allerdings waren diese, verglichen mit denen in Außentorsionsstellung, geringer ausgeprägt.

Unter Betrachtung beider Strahlengänge zeigte der Femurdurchmesser (FD a.p., FD lat.) die stärksten Veränderungen. Auch die posteriore (PCT) und mediale Kortexdicke (MCT) zeigten deutliche Schwankungen, der laterale und anteriore Kortex (LCT, ACT) hingegen blieben am wenigsten beeinflusst.

Generell verzeichnete das DDS bei gleichem Torsionsausmaß größere absolute Differenzen als das CSS. Diese Beobachtung deckt sich mit den Ergebnissen der Studie von Fang et al., die das CSS und DDS im Rahmen einer Software-Analyse mittels CT-Messungen untersuchten [69]. Deren Feststellung, dass besonders die laterale Ansicht zur Bewertung des CSS und DDS geeignet ist, lässt sich darauf zurückführen, dass der posteriore Kortex (PCT) aufgrund der dort verlaufenden Linea aspera stärker ausgeprägt ist, weshalb Veränderungen an dieser Stelle deutlicher sichtbar sind. Der verbreitete posteriore Kortex wirkt sich auch auf die Größe des lateralen Femurdurchmessers aus. Anhand dieser Beobachtung lässt sich die Dominanz der Variablen FD lat. und PCT in den Ergebnissen von Fang et al. erklären, die sich auch in den Messungen der hier vorliegenden Studie widerspiegelt.

Auch Langer et al. kamen in ihrer Studie zum CSS zu dem Ergebnis, dass sich die Kortextdicken mit der Torsion des Femur verändern und auf das Vorliegen einer Torsionsfehlstellung hinweisen, allerdings verwendeten sie lediglich den a.p. Strahlengang für ihre Messungen und verzichteten auf die Darstellung einer zweiten Ebene [68]. Sie führten Untersuchungen auf drei Höhen des Femurschafts (proximale, mediale, distale Diaphyse) durch und machten die Beobachtung, dass sich die Kortextdicken der proximalen und mittleren Femursegmente im a.p. Strahlengang sowohl in Innen- als auch in Außentorsion weitestgehend verkleinerten, die Kortextdicken der distalen Femursegmente sich hingegen, mit Ausnahme des MCT in Innentorsion, vergrößerten. Die proximalen und mittleren Femursegmente zeigten dabei deutlichere Veränderungen in den Kortextdicken als die distalen Segmente. Im proximalen Segment konnten sie Kortextdifferenzen von 0,6- 1,4 mm in Außen- oder Innentorsion nachweisen. Rückschlüsse auf die Torsionsrichtung konnten sie durch ihre Analysen der Kortextveränderungen jedoch nicht ziehen [68].

Unter Betrachtung der Ergebnisse der hier vorliegenden Studie konnten zu den von Langer et al. festgestellten Veränderungen der Kortextdicken in der proximalen Diaphyse ähnliche Schlüsse gezogen werden: Die Außentorsion führte im lateralen Strahlengang vorwiegend zu einer Zunahme, in der a.p. Darstellung eher zu einer Abnahme der Kortextdicken und Femurdurchmesser. Die Innentorsion führte im lateralen Strahlengang überwiegend zu einer Zunahme der Messwerte. Diese Beobachtung fand sich auch im a.p. Strahlengang, dort allerdings schwächer ausgeprägt.

Im Gegensatz zu den Untersuchungen von Langer et al. ist es in dieser Studie gelungen, durch die Berechnung der Korrelationen der einzelnen Variablen Rückschlüsse auf die Torsionsrichtung ziehen zu können. Demzufolge korrelierten besonders die Variablen PCT, FD lat. und ACT stark mit der Torsionsrichtung. Den höchsten Korrelationskoeffizienten (0.8) unter den Variablen ergab die Kombination der Variablen PCT und FD lat. in Außentorsionsstellung. Die Korrelation der Variablen sowohl zur Torsionsrichtung als auch zueinander war in Außentorsionsstellung grundsätzlich höher als in Innentorsionsstellung.

Weiterführend wurden logistische Regressionsmodelle berechnet, um den Einfluss der Variablen auf die Wahrscheinlichkeit für das Vorliegen von Torsionsfehlstellungen zu analysieren. Die Kombination der Variablen ACT, LCT, PCT und FD a.p. ergab dabei das günstigste Modell zur Identifikation dieser. Darüber hinaus konnten Schwellenwerte der Variablen (in mm) ermittelt werden, anhand derer auf verschiedenen Wahrscheinlichkeitsniveaus und unter Berücksichtigung von PPV, Sensitivität und Spezifität Abschätzungen zum Vorliegen klinisch relevanter Torsionsfehlstellungen gemacht werden können. Den durchgeführten ROC Analysen zufolge, wirkte sich die Kombination aller sechs Variablen günstiger auf die Sensibilität und Spezifität (AUC 0.91) des CSS und DDS aus als die alleinige Betrachtung der einzelnen Variablen. Dieselbe Beobachtung ließ sich auch in Bezug auf die Strahlengänge machen: Die Berücksichtigung beider Strahlengänge zur Detektion von Torsionsfehlstellungen wirkte sich am günstigsten auf die Sensibilität und Spezifität des CSS und DDS aus (AUC 0.91). Diese Schlussfolgerung deckt sich auch mit den Ergebnissen von Fang et al., dass die Darstellung des CSS und DDS in mindestens zwei Ebenen die höchste Sensitivität erzielt, da nur so eine korrekte Beurteilung der Linea aspera erfolgen kann. Demnach sprachen sich Fang et al. zwar für eine gute Sensitivität des CSS und DDS aus, allerdings nur unter Sichtbarkeit der Linea aspera und gering gewählten Schwellenwerten [69].

Obwohl die mittels CT-Messungen sehr präzise erfassten Messwerte von Fang et al. viele verschiedene Szenarien sowie Rotationen von 0-45° umfassten, sollte nicht außer Acht gelassen werden, dass die Daten dieser Arbeitsgruppe aus Analysen mathematisch rekonstruierten Durchschnittsfemora hervorgegangen sind, die keinerlei Frakturen oder Pathologien aufwiesen. Bei der Studie handelte es sich demzufolge um ein computer-simuliertes Modell, das auf optimalen Annahmen basiert und demnach nur schwer auf die klinische Praxis und das operative Setting übertragbar ist.

## **5.2 Diskussion der Methoden**

Das in dieser Studie verwendete Frakturmodell diente der Simulation subtrochantärer Femurfrakturen. Um die Frakturversorgung so realitätsgetreu wie möglich nachzuahmen, erfolgte die Refixierung der Fraktur nach Querosteotomie unterhalb des Trochanter minor mittels PFNA und die Stabilisierung über einen in einen Schraubstock eingespannten Marknagelbügel. Mithilfe eines Navigationssystems konnte eine exakte Positionierung der Frakturfragmente in verschiedenen Torsionsstellungen vorgenommen und Röntgenaufnahmen der Osteotomiebereiche in zwei Ebenen aufgenommen werden. Zur Sicherstellung des a.p. Strahlengangs diente die Linea aspera als Referenz. Mithilfe eines Bildbearbeitungsprogrammes konnten anhand der Röntgenaufnahmen die Variablen der Kortexdicken und Femurdurchmesser exakt vermessen werden.

Das Durchschnittsalter unserer Stichprobe betrug 64 Jahre und lag unter dem des Bundesdurchschnitts von 80,5 Jahren [3]. Es ergab sich eine Geschlechterverteilung von 80% männlichen Probanden, die tatsächliche Inzidenz subtrochantärer Frakturen ist bei Frauen jedoch um ca. 33% höher als bei Männern, demnach spiegelt unsere Stichprobe die realistische Geschlechterverteilung nur eingeschränkt wider [9].

Zur Fixierung der in diesem Frakturmodell gesetzten Querosteotomien wurde ein intramedulläres Implantat (PFNA) gewählt. Während bei relativ stabilen subtrochantären Frakturen extra- und intramedulläre Operationsverfahren gleichermaßen erfolgreich anzuwenden sind, geht die Tendenz bei instabilen Frakturformen zur Verwendung intramedullärer Implantate [38, 71-77]. In einer kürzlich durchgeführten Meta-Analyse untersuchten Xie et al. das in der aktuellen Literatur beschriebene Outcome von intra- im Vergleich zu extramedullären Verfahren zur Versorgung subtrochantärer Femurfrakturen. Intramedulläre Implantate verzeichneten dabei eine signifikant kürzere Operationszeit, geringeren intraoperativen Blutverlust, kürzere Inzisionslängen und Krankenhausaufenthalte, geringere Revisionsraten, bessere funktionelle Ergebnisse und ein selteneres Implantatversagen als extramedulläre Implantate [38, 75]. Liu et al. kamen zu ähnlichen Ergebnissen und empfahlen intramedulläre Kraftträger besonders in der Versorgung alter Patienten [78]. Auch Matre et al. konnten in ihrer Studie zu subtrochantären und intertrochantären Frakturen eine signifikant bessere Zufriedenheit, Lebensqualität, Mobilität und Schmerzsituation bei Patienten nach Versorgung mit IM Implantat gegenüber Patienten mit DHS feststellen [77].

Dennoch gibt es einige Studien, die sich für eine gute Versorgung mit extramedullären Verfahren aussprechen [79, 80]. Da die Frakturformen der subtrochantären Region sehr unterschiedlich sein können und teils individuelle Therapiekonzepte erfordern, ist die Wahl des geeigneten Implantates abhängig von Frakturmorphologie und Ausmaß der Instabilität zu treffen. Da die Ergebnisse von intra- und extramedullären Verfahren bei gelungener Reposition ähnlich gut sind, ist die Qualität der Frakturreponierung wichtiger als die Wahl des Implantates [16]. Für die modellhafte Nachstellung subtrochantärer Frakturen und deren operative Versorgung schien die Verwendung eines IM Implantat jedoch die geeignetere Wahl zu sein.

Als Grenzwert für eine klinisch relevante Torsionsfehlstellung wurde analog zu Untersuchungen von Braten et al. eine Seitendifferenz von  $\geq 15^\circ$  definiert [54, 55]. In der Literatur finden sich teilweise unterschiedliche Definitionen dieses Grenzwertes. Karaman et al. kamen in ihrer Studie zu dem Schluss, dass sich Torsionsfehlstellungen bereits ab einem Wert von  $\geq 10^\circ$  klinisch auf das Hüft-, Knie- und Femoropatellargelenk auswirken [49]. Im Gegensatz dazu sprachen sich Brouwer et al. dafür aus, dass ein Grenzwert von  $\geq 10^\circ$  zur Feststellung einer Torsionsfehlstellung ungeeignet sei, da innerhalb dieses Bereiches noch physiologische Schwankungen vorkommen, weshalb dieser Wert als Grenzwert zu gering ist [81]. Da Braten et al. in ihren Studien symptomlose Patienten mit Seitendifferenzen von bis

zu  $13^\circ$  fanden und der Anteil an symptomatischen Patienten bei  $\geq 15^\circ$  Torsionsfehlstellung deutlich höher war (38%) als der bei  $10^\circ$ - $14^\circ$  (12%), definierten sie eine Seitendifferenz von  $\geq 15^\circ$  als klinisch relevante und eine Seitendifferenz von  $10^\circ$ - $14^\circ$  als mögliche Torsionsfehlstellung [54, 55]. Diese Definition hat daraufhin in vielen weiteren Studien Verwendung gefunden [43-45, 48].

Der Schwellenwert für ein sichtbares und somit positives CSS und DDS von 0,6 mm wurde angelehnt an Untersuchungen des CSS und DDS von Fang et al. definiert. Ein Operateur mit normaler Sehschärfe ist demnach in der Lage, bei 100% Vergrößerung aus zwei Metern Entfernung Merkmale von 0,6 mm unterscheiden zu können [69]. Zur fluoroskopischen Feststellung des CSS und DDS schien dieser Wert demnach realistisch und gut geeignet zu sein.

Limitierend für diese Studie ist die Anzahl der Kadaverfemora ( $n=13$ ), die zur Durchführung des experimentellen Teils zur Verfügung stand. Demnach gelang es uns nicht, standardisierte Kortexdicken und Femurdurchmesser zu bestimmen. Unsere Stichprobe repräsentiert möglicherweise nicht die allgemeine Bevölkerung in ihrer Gänze, dennoch vertritt sie die natürlich vorkommende Variation des Femur. In einer Studie von Fang et al. wurden jeweils drei axiale CT-Schichten (proximale, mediale, distale Diaphyse) von 22 Femora aufgenommen und durchschnittliche sowie simulierte Kortexdicken und Femurdurchmesser mithilfe eines Software-Algorithmus ermittelt [69]. Auch Langer et al. untersuchten das CSS in ihrer Studie an 20 Femora [68].

Eine weitere Einschränkung dieser Studie ist die Untersuchung lediglich einer Femurhöhe. Langer et al. untersuchten das CSS in ihrer Studie an 20 Femora auf drei Leveln des Femurschafts, der proximalen, mittleren und distalen Diaphyse. Die Frakturen wurden allerdings nur im a.p. Strahlengang dargestellt und die Untersuchungen in  $10^\circ$ -Schritten durchgeführt, weshalb der klinisch relevante Schwellenwert von  $15^\circ$  nicht explizit beurteilt werden konnte [68]. Darüber hinaus wurde der a.p. Strahlengang nicht exakt referenziert.

Die in dieser Studie analysierten Frakturen entsprachen simulierten Querosteotomien, die mithilfe einer oszillierenden Säge durchgeführt worden sind. Diese künstlich herbeigeführten Frakturen konnten in der Bildgebung gut evaluiert werden, da sowohl die Kortexdicken als auch die Femurdurchmesser aufgrund des geraden Schnittes präzise mess- und beurteilbar waren. Bei Vorliegen einer tatsächlichen Fraktur könnte die Beurteilung des CSS und DSS daher, je nach Bruchstelle und Frakturmorphologie, schwieriger sein. Durch das Implantieren eines PFNAs konnte dennoch eine realistische operative Frakturversorgung simuliert werden. Verglichen mit dem hier vorliegenden Frakturmodell haben Langer et al. zwar Osteotomien durchgeführt, allerdings wurde kein Implantat verwendet, wodurch kein praxisnahes intraoperatives Setting geschaffen werden konnte. Die Untersuchungen von Fang et al. basierten sogar ausschließlich auf der Analyse unfrakturerter und mathematisch rekonstruierter

Femora, sodass weder eine Fraktursituation noch deren operative Versorgung nachgestellt werden konnten. Die klinische Anwendungssituation des CSS und DDS wurde daher in beiden Studien nur unzureichend untersucht.

### 5.3 Hauptergebnisse und Schlussfolgerung

Anliegend an die zu Beginn aufgeführten Fragestellungen, können die Ergebnisse dieser Studie wie folgt zusammengefasst werden:

1. Das Cortical Step Sign und Diameter Difference Sign sind zur Detektion von Torsionsfehlstellungen geeignet.
2. Klinisch relevante Fehlstellungen ( $\geq 15^\circ$ ) lassen sich auf verschiedenen Wahrscheinlichkeitsniveaus mit dazugehörigen Schwellenwerten der Variablen identifizieren.
3. Das FD lat., PCT und ACT korrelieren stark mit der Torsion. Logistischen Regressionsanalysen zufolge, eignen sich das FD lat. und PCT am besten zur Detektion klinisch relevanter Torsionsfehlstellungen, die Kombination des a.p. und lateralen Strahlengangs erhöht zudem die Präzision.
4. Es ließen sich Schwellenwerte für jede Variable zur Identifikation klinisch relevanter Torsionsdifferenzen ( $\geq 15^\circ$ ) ermitteln, die abhängig vom Wahrscheinlichkeitslevel mit verschiedenen Sensitivitäten und Spezifitäten einhergehen.

Anhand der Ergebnisse der hier vorliegenden Studie ist es gelungen, das Cortical Step- und das Diameter Difference Sign als sinnvolle und gut praktikable Methoden zur Detektion von Torsionsfehlstellungen zu identifizieren. Mithilfe des CSS und DDS ist das frühzeitige Erkennen signifikanter Torsionsfehlstellungen möglich, da die Schwankungen der Kortexdicken und Femurdurchmesser bei Torsionsinkongruenz bereits in der intraoperativ ohnehin durchgeführten Bildgebung sichtbar sind. Die Bestimmung dieser radiologischen Zeichen ist anhand von konventionellen Röntgenbilder möglich, sodass neben der intraoperativen Detektion ebenso die postoperative Diagnosequalität signifikant erhöht wird. Da bereits während der Operation unmittelbare Rückschlüsse auf das Vorliegen einer Torsionsdifferenz gezogen werden können, ist eine direkte Behebung dieser in Narkose möglich, wodurch die Strahlenexposition sowie die Notwendigkeit von Revisionsoperationen gesenkt werden. Der Operateur kann mithilfe des CSS und DDS auch unter schwierigen Bedingungen schnell Informationen zur Stellung der Frakturfragmente erlangen, wodurch das Übersehen bzw. Generieren von Torsionsinkongruenzen vermieden und eine kontrollierte Reposition vorgenommen werden kann. Verglichen mit herkömmlichen Methoden zur intraoperativen Torsionskontrolle sind das CSS und DDS gut für den klinischen Alltag geeignet, da deren Bestimmung kostengünstig und ohne zusätzliche Utensilien erfolgen kann. Darüber hinaus die Darstellung des CSS und DDS unabhängig von der unfrakturierten Extremität möglich.

Aufgrund der aus dieser Studie hervorgegangenen Ergebnisse, die aus exakten Vermessungen und soliden statistischen Analysen hervorgegangen sind, lässt sich die klinische Anwendung des CCS und DDS als praktische und gut reproduzierbare Methode zur Identifikation von Torsionsfehlstellungen empfehlen. Für nachfolgende Studien wären dennoch sowohl eine Erhöhung der Fallzahlen als auch die Untersuchung weiterer Bereiche des Femur, der Tibia oder Knochen der oberen Extremität wünschenswert. Darüber hinaus wäre auch eine Studie zur intraoperativen Anwendung des CSS und DDS von Interesse.

## 6. Zusammenfassung

Eine der häufigsten Komplikationen in der Versorgung von proximalen Femurfrakturen ist die Torsionsfehlstellung. Obwohl Torsionsdifferenzen von mindestens  $15^\circ$  mit einer Inzidenz von 20-40% alarmierend häufig vorkommen und für die Patienten ernsthafte klinische Konsequenzen mit sich bringen, sind die Möglichkeiten zur rechtzeitigen intraoperativen Detektion und Behebung eingeschränkt. Neben wenigen anderen Methoden zur Detektion von Torsionsfehlstellungen sind zwei radiologische Zeichen, das sog. Cortical Step Sign (CSS) und das Diameter Difference Sign (DDS), beschrieben worden. Diese basieren auf der Veränderung von Kortexdicken und Durchmesser langer Röhrenknochen mit ovalem Querschnitt in der Sagittal- und Transversalebene bei Vorhandensein einer Torsionsinkongruenz.

In der hier vorliegenden Studie wurden das CSS und DDS auf deren Eignung zur Detektion klinisch relevanter Torsionsfehlstellungen anhand experimentell erworbener Daten aus einem subtrochantären Frakturmodell untersucht. Ziel war es das CSS und DSS in verschiedenen Torsionsgraden zu untersuchen und Schwellenwerte sowie Korrelationen zu Torsionsinkongruenzen zu ermitteln.

Mithilfe eines Navigationssystems wurden die distalen Femurfragmente nach simulierter subtrochantärer Fraktur schrittweise in jeweils in  $0^\circ$  bis  $30^\circ$  Außen- und Innentorsion gebracht und von jeder Position Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen (a.p., lateral) generiert. Unter Betrachtung der absoluten Differenzen wurden die Schwankungen von Kortexdicken und Femurdurchmessern anhand von sechs Variablen in Abhängigkeit des Torsionsgrades untersucht und verschiedene statistische Analysen durchgeführt.

Es wurden signifikante Unterschiede der absoluten Differenzen der Variablen von Kortexdicken und Femurdurchmessern abhängig vom Torsionsgrad gefunden. Die meist beeinflussten Variablen bezüglich der absoluten Differenzen waren das MCT, PCT sowie das FD (a.p. und lat.). In der Außentorsion veränderten sich vor allem die Variablen PCT, ACT und FD (a.p. und lat.), in der Innentorsion das MCT, PCT und FD (a.p. und lat.). Die höchste Korrelation zur Torsion wiesen das ACT, PCT und FD lat. auf, zur Beurteilung des Torsionsausmaßes eignet sich vor allem die Kombination der Variablen beider Strahlengänge. Die aussagekräftigsten Prädiktoren für Torsionsdifferenzen sind der Femurdurchmesser (FD lat.) sowie die posteriore Kortexdicke (PCT) im lateralen Strahlengang. Anhand der Modellberechnungen konnten für alle sechs Variablen Schwellenwerte (in mm) zur Identifikation klinisch relevanter Torsionsfehlstellungen ermittelt werden. Logistischer Regression zufolge stellte die Kombination der Variablen ACT, LCT, PCT und FD a.p. das beste Modell zur Identifikation von Torsionsfehlstellungen dar.

Den Ergebnissen dieser Studie zufolge sind das CSS und DDS vielversprechende Methoden zur Detektion von Torsionsfehlstellungen in der Versorgung subtrochantärer Femurfrakturen. Das CSS und DDS sind kritisch analysiert worden und es lässt sich schlussfolgern, dass diese Zeichen eine gute Möglichkeit darstellen, die mit herkömmlichen Verfahren übersehenen Torsionsfehlstellungen in der operativen Versorgung dieser Frakturform zu diagnostizieren und Grundlage für weitere Diagnostik zu schaffen. Orientierend an diesen Ergebnissen können und sollten die objektiven Informationen des CSS und DDS sowohl intra- als auch postoperativ in der Behandlung subtrochantärer Frakturen genutzt werden. Die Beurteilung und Anwendung dieser Zeichen können anhand einfacher Röntgenbilder und unabhängig von Untersucher und kontralateraler Extremität erfolgen. Mithilfe dieser intraoperativen Orientierungshilfen können eine korrekte Reposition der Fraktur erreicht und Torsionsfehlstellungen verhindert werden, wodurch wiederum die postoperativen Ergebnisse verbessert und die Revisionsraten dieser Frakturform gesenkt werden können.

## 7. Verzeichnisse

### 7.1 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Außentorsion in a.p. Ansicht: Absolute Differenzen. ....	32
Tabelle 2: Außentorsion in lateraler Ansicht: Absolute Differenzen. ....	33
Tabelle 3: Innentorsion in a.p. Ansicht: Absolute Differenzen. ....	34
Tabelle 4: Innentorsion in lateraler Ansicht: Absolute Differenzen. ....	35
Tabelle 5: Odds Ratios des finalen Regressionsmodells.....	43
Tabelle 6: Wahrscheinlichkeiten und Schwellenwerte (mm).....	44
Tabelle 7: Odds Ratios logistischer Regressionsmodelle für jede Variable.....	45

## 7.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Oberschenkelknochen (Os femoris) der rechten Seite als Ganzes. ....	4
Abbildung 2: Einteilung der proximalen Oberschenkelfrakturen.....	5
Abbildung 3: Torsionsfehlstellungen des Schenkelhalses. ....	7
Abbildung 4: AO-Klassifikation für subtrochantäre Femurfrakturen, AO Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen. ....	8
Abbildung 5: Seinsheimer-Klassifikation der subtrochantären Femurfrakturen. ....	9
Abbildung 6: Lagerung mit Extensionstisch, Durchleuchtung mit C-Bogen in zwei Ebenen. ....	14
Abbildung 7: Lagerung mit Extensionstisch, Durchleuchtung mit C-Bogen in zwei Ebenen. ....	14
Abbildung 8: Schematische Darstellung des Cortical Step Sign und des Diameter Difference Sign....	22
Abbildung 9: Röntgenbild des experimentellen Aufbaus und der gemessenen Variablen. ....	27
Abbildung 10: Röntgenbild des experimentellen Aufbaus und der gemessenen Variablen. ....	28
Abbildung 11: Mittlere absolute Differenzen der medialen Kortexdicke (MCT) in Abhängigkeit von Torsionsgrad und -richtung. ....	36
Abbildung 12: Mittlere absolute Differenzen der lateralen Kortexdicke (LCT) in Abhängigkeit von Torsionsgrad und -richtung. ....	37
Abbildung 13: Mittlere absolute Differenzen des Femurdurchmessers a.p. (FD a.p.) in Abhängigkeit von Torsionsgrad und -richtung. ....	38
Abbildung 14: Mittlere absolute Differenzen der anterioren Kortexdicke (ACT) in Abhängigkeit von Torsionsgrad und -richtung. ....	39
Abbildung 15: Mittlere absolute Differenzen der posterioren Kortexdicke (PCT) in Abhängigkeit von Torsionsgrad und -richtung. ....	40
Abbildung 16: Mittlere absolute Differenzen des lateralen Femurdurchmessers (FD lat.) in Abhängigkeit von Torsionsgrad und -richtung. ....	41
Abbildung 17: Korrelation der absoluten Differenzen und der Torsion. ....	42

Abbildung 18: ROC Analyse: Vergleich der Modelle einzelner Variablen.....46

Abbildung 19: ROC Analyse: Vergleich der Modelle im a.p. und lateralen Strahlengang einzeln und in Kombination.....47

### 7.3 Abkürzungsverzeichnis

- Abb.: Abbildung
- ACT: Anteriore Kortexdicke (engl. Anterior Cortical Thickness)
- ANOVA: Varianzanalyse (engl. analysis of variance)
- a.p.: anterior-posterior
- AUC: Area Under the Curve
- CCS: Cortical Step Sign
- DDS: Diameter Difference Sign
- DHS: Dynamische Hüftschraube
- FD: Femurdurchmesser (engl. Femoral Diameter)
- FDR: Falscherkennungsrate (engl. False Discovery Rate)
- i.d.R.: In der Regel
- IM: Intramedullär
- LCT: Laterale Kortexdicke (enlg. Lateral Cortical Thickness)
- LE: Lungenembolie
- MCT: Mediale Kortexdicke (engl. Medial Cortical Thickness)
- OP: Operation
- PCT: Posteriore Kortexdicke (engl. Posterior Cortical Thickness)
- PFNA: Proximaler Femurnagel Antirotaion
- PPV: Positiv Prädiktiver Wert (enlg. Positive Predictive Value)
- ROC: Receiver Operator Characteristic
- TVT: Tiefe Beinvenenthrombose
- Vgl.: Vergleich
- WOMAC: Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index

## 7.4 Literaturverzeichnis

1. Bundesamt, S., *Gesundheitsberichterstattung des Bundes 27.03.2019*. 2019: [www.gbe-bund.de](http://www.gbe-bund.de).
2. Reimertz, C., et al., *Per- und subtrochantere Femurfrakturen*, in *Tscherne Unfallchirurgie: Hüfte und Oberschenkel*, N.P. Haas and C. Krettek, Editors. 2012, Springer Berlin Heidelberg: Berlin, Heidelberg. p. 179-219.
3. Court-Brown, C.M. and B. Caesar, *Epidemiology of adult fractures: A review*. *Injury*, 2006. **37**(8): p. 691-7.
4. Bahrs, C., et al., [*Trochanteric and subtrochanteric fractures*]. *Chirurg*, 2018. **89**(10): p. 837-848.
5. Cummings, S.R. and L.J. Melton, *Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures*. *Lancet*, 2002. **359**(9319): p. 1761-7.
6. Osterkamp, R., *Bevölkerungsentwicklung in Deutschland bis 2050*. *Der Chirurg*, 2005. **76**(1): p. 10-18.
7. Frerichmann, U., et al., [*Proximal femoral fractures in the elderly. Data from health insurance providers on more than 23 million insured persons--part 2*]. *Unfallchirurg*, 2007. **110**(7): p. 610-6.
8. Ulmar, B., et al., [*Subtrochanteric femoral fractures*]. *Unfallchirurg*, 2013. **116**(12): p. 1097-112; quiz 1113-4.
9. Jackson, C., M. Tanios, and N. Ebraheim, *Management of Subtrochanteric Proximal Femur Fractures: A Review of Recent Literature*. *Adv Orthop*, 2018. **2018**: p. 1326701.
10. Melton, L.J., 3rd, et al., *Osteoporosis and the risk of hip fracture*. *Am J Epidemiol*, 1986. **124**(2): p. 254-61.
11. Erviti, J., et al., *Oral bisphosphonates are associated with increased risk of subtrochanteric and diaphyseal fractures in elderly women: a nested case-control study*. *BMJ Open*, 2013. **3**(1).
12. Prasarn, M.L., et al., *Bisphosphonate-associated femur fractures have high complication rates with operative fixation*. *Clin Orthop Relat Res*, 2012. **470**(8): p. 2295-301.
13. Schiebler, T.H., *Anatomie, 9. Auflage*. Vol. 9. 2005: Springer
14. Rankawitz, T., M. Tingart, and J. Beckmann, *Erkrankungen und Verletzungen von Hüftgelenk und Oberschenkel*, in *Orthopädie und Unfallchirurgie*, J. Grifka and M. Kuster, Editors. 2011, Springer, Berlin, Heidelberg. p. 711-758.
15. Loizou, C.L., et al., *Classification of subtrochanteric femoral fractures*. *Injury*, 2010. **41**(7): p. 739-45.
16. Barbosa de Toledo Lourenço, P.R. and R.E. Pires, *Subtrochanteric fractures of the femur: update*. *Rev Bras Ortop*, 2016. **51**(3): p. 246-53.
17. Bonnaire, F. and K.-J. Engler, *Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie. Becken, Hüfte und Oberschenkel*. 2011: Winkler, Karl Heinrich.
18. Scharf, H.-P. and A. Rüter, *Orthopädie und Unfallchirurgie Facharztwissen der neuen Weiterbildungsordnung; 2. Auflage, Femurschaftfrakturen*. 2011.
19. Bedi, A. and T. Toan Le, *Subtrochanteric femur fractures*. *Orthopedic Clinics of North America*, 2004. **35**(4): p. 473-483.
20. Schünke, M., Schulte, E., Schumacher U., in *Prometheus Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*, Georg-Thieme-Verlag, Editor. 2018.
21. Müller, M.E., et al., *Principles of the Classification of Fractures*, in *The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones*. 1990, Springer Berlin Heidelberg: Berlin, Heidelberg. p. 4-7.

22. Seinsheimer, F., *Subtrochanteric fractures of the femur*. J Bone Joint Surg Am, 1978. **60**(3): p. 300-6.
23. Gehrchen, P.M., et al., *Seinsheimer's classification of subtrochanteric fractures: Poor reproducibility of 4 observers' evaluation of 50 cases*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1997. **68**(6): p. 524-526.
24. Wagner, S. and A. Ruter, [*Per- and subtrochanteric femur fractures*]. Unfallchirurg, 1999. **102**(3): p. 206-22.
25. Dresing K, S.K. *Leitlinie zur Behandlung der pertrochantären Femurfraktur 01.06.2019*. 2008; Available from: [www.awmf.org](http://www.awmf.org).
26. Weise, K. and E. Schwab, *Osteosynthesen bei subtrochanteren Femurfrakturen*. Trauma und Berufskrankheit, 2002. **4**(4): p. 448-455.
27. Buttner, O., et al., [*Stabilization of inter- and subtrochanteric femoral fractures with the PFNAlpha(R)*]. Oper Orthop Traumatol, 2011. **23**(5): p. 357-74.
28. Müller-Mai, C.M., et al., *Einjahresverläufe nach proximalen Femurfrakturen*. Der Unfallchirurg, 2015. **118**(9): p. 780-794.
29. Handoll, H.H. and M.J. Parker, *Conservative versus operative treatment for hip fractures in adults*. Cochrane Database Syst Rev, 2008(3): p. Cd000337.
30. Raschke, M.J. and N. Alt, [*Complications after osteosynthesis of the proximal femur*]. Orthopade, 2014. **43**(1): p. 35-46.
31. Lotzien, S., et al., "*Revision of subtrochanteric femoral nonunions after intramedullary nailing with dynamic condylar screw*". BMC Musculoskelet Disord, 2018. **19**(1): p. 448.
32. Mattisson, L., A. Bojan, and A. Enocson, *Epidemiology, treatment and mortality of trochanteric and subtrochanteric hip fractures: data from the Swedish fracture register*. BMC Musculoskelet Disord, 2018. **19**(1): p. 369.
33. Miedel, R., et al., *The standard Gamma nail or the Medoff sliding plate for unstable trochanteric and subtrochanteric fractures. A randomised, controlled trial*. J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(1): p. 68-75.
34. Sehmisch, S., J. Rieckenberg, and K. Dresing, *Osteosynthese von per- und subtrochantären Femurfrakturen mit dem proximalen Femurnagel*. Operative Orthopädie und Traumatologie, 2013. **25**(1): p. 63-84.
35. Shah, M.D., et al., *Evaluation of outcome of proximal femur locking compression plate (PFLCP) in unstable proximal femur fractures*. J Clin Orthop Trauma, 2017. **8**(4): p. 308-312.
36. Magetsari, R., et al., *Deep Vein Thrombosis in Elderly Patients following Surgery for Fracture of the Proximal Femur*. Malays Orthop J, 2014. **8**(3): p. 7-10.
37. Lohmann, R., et al., [*Proximal femoral fractures in the elderly. Analysis of data from health insurance providers on more than 23 million insured persons--part 1*]. Unfallchirurg, 2007. **110**(7): p. 603-9.
38. Nuber, S., T. Schonweiss, and A. Ruter, [*Stabilisation of unstable trochanteric femoral fractures. Dynamic hip screw (DHS) with trochanteric stabilisation plate vs. proximal femur nail (PFN)*]. Unfallchirurg, 2003. **106**(1): p. 39-47.
39. Raunest, J., et al., *Morbidität und Letalität bei hüftgelenknahen Femurfrakturen im höheren Lebensalter Ergebnisse einer prospektiven Studie*. Der Unfallchirurg, 2001. **104**(4): p. 325-332.
40. Krappinger, D., et al., *Risk factors for nonunion after intramedullary nailing of subtrochanteric femoral fractures*. Arch Orthop Trauma Surg, 2019. **139**(6): p. 769-777.
41. Werner-Tutschku, W., et al., [*Intra- and perioperative complications in the stabilization of per- and subtrochanteric femoral fractures by means of PFN*]. Unfallchirurg, 2002. **105**(10): p. 881-5.

42. Ehlinger, M., et al., *Early mechanical complications following fixation of proximal femur fractures: From prevention to treatment*. Orthop Traumatol Surg Res, 2020. **106**(1s): p. S79-s87.
43. Baumann, F., et al., *Die relevante Achsabweichung*. Der Chirurg, 2015. **86**(10): p. 935-942.
44. Kim, T.Y., et al., *Torsional malalignment, how much significant in the trochanteric fractures?* Injury, 2015. **46**(11): p. 2196-200.
45. Jaarsma, R.L. and A. van Kampen, *Rotational malalignment after fractures of the femur*. J Bone Joint Surg Br, 2004. **86**(8): p. 1100-4.
46. Ramanoudjame, M., et al., *CT evaluation of torsional malalignment after intertrochanteric fracture fixation*. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research, 2010. **96**(8): p. 844-848.
47. Vetter, S.Y., et al., *[Postoperative malrotation after closed reduction and intramedullary nailing of the femur: a retrospective 5-year analysis]*. Z Orthop Unfall, 2014. **152**(5): p. 498-503.
48. Hufner, T., et al., *Femoral malrotation after unreamed intramedullary nailing: an evaluation of influencing operative factors*. J Orthop Trauma, 2011. **25**(4): p. 224-7.
49. Karaman, O., et al., *Rotational malalignment after closed intramedullary nailing of femoral shaft fractures and its influence on daily life*. Eur J Orthop Surg Traumatol, 2014. **24**(7): p. 1243-7.
50. Ekstrom, W., et al., *Quality of life after a subtrochanteric fracture: a prospective cohort study on 87 elderly patients*. Injury, 2009. **40**(4): p. 371-6.
51. Gugenheim, J.J., R.A. Probe, and M.R. Brinker, *The Effects of Femoral Shaft Malrotation on Lower Extremity Anatomy*. Journal of Orthopaedic Trauma, 2004. **18**(10): p. 658-664.
52. Jaarsma, R.L., et al., *Compensation for rotational malalignment after intramedullary nailing for femoral shaft fractures. An analysis by plantar pressure measurements during gait*. Injury, 2004. **35**(12): p. 1270-8.
53. Decker, S., et al., *The physiological range of femoral antetorsion*. Skeletal Radiol, 2013. **42**(11): p. 1501-5.
54. Braten, M., T. Terjesen, and I. Rossvoll, *Femoral anteversion in normal adults. Ultrasound measurements in 50 men and 50 women*. Acta Orthop Scand, 1992. **63**(1): p. 29-32.
55. Braten, M., T. Terjesen, and I. Rossvoll, *Torsional deformity after intramedullary nailing of femoral shaft fractures. Measurement of anteversion angles in 110 patients*. J Bone Joint Surg Br, 1993. **75**(5): p. 799-803.
56. Jaarsma, R.L., et al., *Avoiding rotational malalignment after fractures of the femur by using the profile of the lesser trochanter: an in vitro study*. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, 2005. **125**(3): p. 184-187.
57. Deshmukh, R.G., et al., *A technique to obtain correct rotational alignment during closed locked intramedullary nailing of the femur*. Injury, 1998. **29**(3): p. 207-10.
58. Kim, J.J., E. Kim, and K.Y. Kim, *Predicting the rotationally neutral state of the femur by comparing the shape of the contralateral lesser trochanter*. Orthopedics, 2001. **24**(11): p. 1069-70.
59. Sathy, A., et al., *Reliable Method for Avoiding Malrotation Deformity After Intramedullary Nailing of Comminuted Femur Fractures: Clinical Validation of a Previously Described Technique*. J Orthop Trauma, 2017. **31**(4): p. e121-e126.
60. Wilharm, A., et al., *Navigation in femoral-shaft fractures--from lab tests to clinical routine*. Injury, 2011. **42**(11): p. 1346-52.

61. Liodakis, E., C. Krettek, and N. Hawi, [*Suitability of computer-assisted femoral intramedullary nailing for control of torsion and length : Systematic review of clinical studies*]. Unfallchirurg, 2018. **121**(3): p. 182-190.
62. Hawi, N., et al., *Radiological outcome and intraoperative evaluation of a computer-navigation system for femoral nailing: a retrospective cohort study*. Injury, 2014. **45**(10): p. 1632-6.
63. Kendoff, D., et al., *Navigated femoral nailing using noninvasive registration of the contralateral intact femur to restore anteversion. Technique and clinical use*. J Orthop Trauma, 2007. **21**(10): p. 725-30.
64. Weil, Y.A., et al., *Computer navigation allows for accurate reduction of femoral fractures*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **460**: p. 185-91.
65. Krettek, C., et al., *Intraoperative control of axes, rotation and length in femoral and tibial fractures technical note*. Injury, 1998. **29**: p. 29-39.
66. Krettek, C., et al., *Unreamed intramedullary nailing of femoral shaft fractures: operative technique and early clinical experience with the standard locking option*. Injury, 1996. **27**(4): p. 233-54.
67. Ruedi, T.P., *AO Principles of Fracture Management: CD-ROMs*. 2000: Thieme.
68. Langer, J.S., M.J. Gardner, and W.M. Ricci, *The cortical step sign as a tool for assessing and correcting rotational deformity in femoral shaft fractures*. J Orthop Trauma, 2010. **24**(2): p. 82-8.
69. Fang, C., et al., *Important tips and numbers on using the cortical step and diameter difference sign in assessing femoral rotation--should we abandon the technique?* Injury, 2015. **46**(7): p. 1393-9.
70. Robin, X., et al., *pROC: an open-source package for R and S+ to analyze and compare ROC curves*. BMC Bioinformatics, 2011. **12**: p. 77.
71. Kummer, F.J., et al., *Intramedullary versus extramedullary fixation of subtrochanteric fractures. A biomechanical study*. Acta Orthop Scand, 1998. **69**(6): p. 580-4.
72. Burnei, C., et al., *Intramedullary osteosynthesis versus plate osteosynthesis in subtrochanteric fractures*. J Med Life, 2011. **4**(4): p. 324-9.
73. Curtis, M.J., et al., *Proximal femoral fractures: a biomechanical study to compare intramedullary and extramedullary fixation*. Injury, 1994. **25**(2): p. 99-104.
74. Forward, D.P., et al., *A biomechanical comparison of a locking plate, a nail, and a 95 degrees angled blade plate for fixation of subtrochanteric femoral fractures*. J Orthop Trauma, 2012. **26**(6): p. 334-40.
75. Xie, H., et al., *Intramedullary versus extramedullary fixation for the treatment of subtrochanteric fracture: A systematic review and meta-analysis*. Int J Surg, 2019. **63**: p. 43-57.
76. Mittal, R. and S. Banerjee, *Proximal femoral fractures: Principles of management and review of literature*. J Clin Orthop Trauma, 2012. **3**(1): p. 15-23.
77. Matre, K., et al., *Sliding hip screw versus IM nail in reverse oblique trochanteric and subtrochanteric fractures. A study of 2716 patients in the Norwegian Hip Fracture Register*. Injury, 2013. **44**(6): p. 735-42.
78. Liu, P., et al., *Intramedullary versus extramedullary fixation in the management of subtrochanteric femur fractures: a meta-analysis*. Clin Interv Aging, 2015. **10**: p. 803-11.
79. Ibrahim, S. and J.J. Meleppuram, *A retrospective analysis of surgically-treated complex proximal femur fractures with proximal femoral locking compression plate*. Rev Bras Ortop, 2017. **52**(6): p. 644-650.
80. Hu, S.J., S.M. Zhang, and G.R. Yu, *Treatment of femoral subtrochanteric fractures with proximal lateral femur locking plates*. Acta Ortop Bras, 2012. **20**(6): p. 329-33.

81. Brouwer, K.J., J.C. Molenaar, and B. van Linge, *Rotational deformities after femoral shaft fractures in childhood. A retrospective study 27-32 years after the accident.* Acta Orthop Scand, 1981. **52**(1): p. 81-9.
82. Zeckey, C., et al., *Radiographic cortical thickness parameters as predictors of rotational alignment in proximal femur fractures: A cadaveric study.* J Orthop Res, 2019. **37**(1): p. 69-76.

## **8. Anhang**

### **8.1 Verweis auf Publikation**

Teile dieser Dissertation werden vorab in dem Artikel „The cortical step sign and the the diameter difference sign revisited: an experimental investigation in the proximal femur“ von Zeckey C., Bogusch M., Borkovec M. et al. im Journal of Orthopedic Research veröffentlicht [82].

## 9. Danksagung

Ich möchte Herrn Prof. Dr. med. Wolfgang Böcker für die Möglichkeit danken, meine Dissertation in seiner Abteilung durchführen zu dürfen.

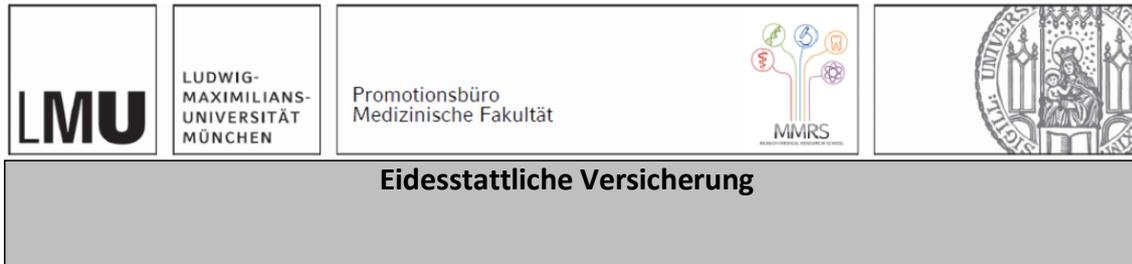
Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Christian Zeckey, der durch die Unterstützung bei der Durchführung der gesamten Arbeit und die hervorragende Betreuung maßgeblich dazu beigetragen hat, dass ich dieses Thema mit Freude bearbeiten konnte. Darüber hinaus bedanke ich mich für die freundliche Überlassung des Themas.

Herrn Dr. med. Alexander Keppler danke ich für die wertvollen Anregungen, die Unterstützung in der Ausarbeitung und das Korrekturlesen der Arbeit.

Den Herren Prof. H. Küchenhoff und Martin Borkovec der Statistischen Fakultät der LMU möchte ich für die Unterstützung bei der Erstellung diverser statistischer Analysen und deren graphischer Darstellung danken.

Zuletzt möchte ich mich herzlich bei meinen Eltern bedanken, die mir das Studium und vieles darüber hinaus ermöglicht und mich in jeder Lebenslage unterstützt haben. Ihnen widme ich diese Arbeit.

## 10. Affidativ



Bogusch, Miriam Olivia

Name, Vorname

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

Das Cortical Step Sign und das Diameter Difference Sign zur Evaluation intraoperativer Torsionsfehlstellungen in der subtrochantären Region

Eine Untersuchung am Kadavermodell

.....

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

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

München, 14.06.2022

Ort, Datum

Miriam Olivia Bogusch

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand