

Aus der Klinik für Allgemeine, Unfall-, und Wiederherstellungschirurgie

Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Wolfgang Böcker

**Der Einfluss von Rotation und Torsion des Femurs auf die projizierte  
Schenkelhalsneigung im konventionellen Röntgen**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Dr. med. univ. Nikolaus Degen

aus

München

2017

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Ekkehard Euler

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. Markus Körner  
Priv. Doz. Dr. med. Andreas Fottner  
Prof. Dr. med. Dirk-André Clevert

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Peter H. Thaller

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 05.10.2017

# Inhaltsverzeichnis

<b>ZUSAMMENFASSUNG</b>	<b>1</b>
<b>A) HINTERGRUND, PROBLEMSTELLUNG, ZIELSETZUNG</b>	<b>2</b>
<b>B) STAND DER WISSENSCHAFT</b>	<b>8</b>
<b>1. RELEVANTE PARAMETER AM PROXIMALEN FEMUR</b>	<b>8</b>
1.1. DEFINITIONEN	8
1.2. ABHÄNGIGKEIT VOM LEBENSALTER	10
<b>2. HISTORISCHE ENTWICKLUNG DER METHODEN ZUR MESSUNG DER ANTEKTORSION UND DES CCD-WINKELS</b>	<b>13</b>
2.1. KONVENTIONELL-RÖNTGENOLOGISCHE METHODEN	15
2.2. TOMOGRAPHISCHE METHODEN	32
2.3. SONOGRAPHISCHE METHODEN	35
<b>3. ERGEBNISSE ZUR ROTATIONSABHÄNGIGKEIT VON SCHENKELHALSNEIGUNG UND ANTEKTORSION IN DER LITERATUR</b>	<b>38</b>
<b>4. PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN UND AKTUELLE PRAXIS DER RÖNTGEN-BILDGEBUNG</b>	<b>41</b>
<b>C) STUDIE</b>	<b>44</b>
<b>1. MATERIAL UND METHODEN</b>	<b>44</b>
1.1. BERECHNUNG DER PARALLAXENFEHLER UND ERSTELLUNG MATHEMATISCHER MODELLE	44
1.2. BAU EINES GERÄTES ZUR SIMULATION DES ROTATIONSEINFLUSSES AUF DIE PROJEKTIONSABBILDUNG UND MESSREIHEN ZUR VALIDIERUNG DER MATHEMATISCHEN MODELLE	51
1.3. BERECHNUNGEN ZUR ROTATIONSSTABILITÄT VON CCD-WINKEL UND MPFA AUS MATHEMATISCHER SICHT	56
1.4. PATIENTENPOPULATION ZUR QUANTIFIZIERUNG DES ROTATIONSEINFLUSSES IM KLINISCHEN ALLTAG	58

1.5. DATENERHEBUNG UND MESSMETHODEN IN RÖNTGEN- UND CT-DATENSÄTZEN	59
1.6. STATISTISCHE AUSWERTUNG	60
<b>2. ERGEBNISSE</b>	<b>62</b>
2.1. VALIDIERUNG DER MATHEMATISCHEN FORMELN	62
2.2. ROTATIONSSTABILITÄT VON CCDW UND MPFA AUS MATHEMATISCHER SICHT	68
2.3. ROTATIONSBEDINGTE MESSABWEICHUNGEN IN DER PATIENTENPOPULATION	72
2.4. ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE	79
<b>3. DISKUSSION</b>	<b>81</b>
<b>D) QUELLEN- UND ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</b>	<b>85</b>
1. LITERATURVERZEICHNIS	85
2. ABBILDUNGSVERZEICHNIS	94
3. ABKÜRZUNGEN	98
<b>E) ANHANG</b>	<b>99</b>
1. BESCHEID DER ETHIKKOMMISSION	99
2. EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG	100
3. DANKSAGUNG	101

## Zusammenfassung

*Hintergrund:* Der Caput-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD-Winkel) und der Mediale proximale Femurwinkel (MPFA) werden im a.p.-Röntgen als projizierte Winkel gemessen und beschreiben die Schenkelhalsneigung. Die Projektion der Winkel wird von Rotationsfaktoren entlang der Schaftachse beeinflusst. Hierzu zählen wir die Schenkelhalsantetorsion (AT-Winkel), da deren Einfluss durch Innenrotation ausgeglichen werden kann. Der MPFA liegt deutlich näher am rechten Winkel als der CCD-Winkel, was vermuten lässt, dass er robuster gegenüber Rotationseinflüssen ist.

*Zielsetzung:* Ziele der Arbeit waren die Überprüfung dieser Annahme aus mathematischer Sicht sowie eine Quantifikation der rotationsbedingten Messabweichungen in einer Patientenpopulation zur Beurteilung der klinischen Relevanz.

*Material und Methoden:* Zunächst wurden geometrische Modelle der Projektionsverhältnisse erstellt und daraus mathematische Gleichungen abgeleitet und validiert, welche den Einfluss der Rotation auf die projizierte Schenkelhalsneigung beschreiben. Anhand der Gleichungen wurde der Einfluss der Rotation ( $-60^\circ$  bis  $+60^\circ$  in  $10^\circ$ -Schritten) bei normwertigem CCD-Winkel und MPFA berechnet. Außerdem wurden die Gleichungen auf radiologische Bilddaten (Röntgen für CCD-Winkel und MPFA, CT für AT-Winkel) von 55 Patienten angewendet.

*Ergebnisse:* Die mathematische Untersuchung ergab unter dem Einfluss von Rotation eine mittlere Differenz zwischen dem normwertigen CCD-Winkel und dessen Projektionen von  $7,1^\circ \pm 7,1$  (0,0; 22,0), während die mittlere Differenz beim MPFA nur  $-1,9^\circ \pm 2,2$  (-7,4; 0,0) betrug. Im Patientenkollektiv zeigte sich beim CCD-Winkel eine durch den Einfluss der Antetorsion bedingte mittlere Abweichung von  $1,9^\circ \pm 4,5$  (-0,1; 10,0), während diese beim MPFA nur  $-0,1 \pm 0,9$  (-3,9; 2,2) betrug. Beim CCD-Winkel kam es bei sechs Patienten zu Abweichungen von  $\geq 5^\circ$ , beim MPFA in keinem Fall.

*Diskussion:* Der CCD-Winkel ist signifikant anfälliger für rotationsbedingte Abweichungen, aus mathematischer und klinischer Sicht. Daher sollte der MPFA vorrangig gegenüber dem CCD-Winkel oder zusammen mit diesem erhoben werden.

# A) Hintergrund, Problemstellung, Zielsetzung

## Hintergrund:

Der Goldstandard für die radiologische Messung der Beinachsen und Gelenkwinkel der unteren Extremität besteht in der Ganzbeinaufnahme oder "Langen Aufnahme im Stehen" (LAIS) in anteroposteriorer (a.p.) Projektion unter voller Gewichtsbelastung sowie seitlichen Aufnahmen von Femur und Unterschenkel <sup>1</sup>. Zur Standardisierung der Beinrotation in der LAIS werden die Beine so positioniert, dass die Patellae zentral stehen <sup>2</sup>. Der Goldstandard für die Messung der Beintorsion und die Parallaxen-freie Messung der Beinlänge ist das (Low-dose-) CT <sup>3</sup>.

Die Schenkelhalsneigung ist ein wichtiger Parameter in der Analyse des proximalen Femurs für Planung, Durchführung und Beurteilung diverser operativer Behandlungen. Sie wird auf konventionellen a.p.-Röntgenbildern gemessen und am häufigsten in Form des Caput-Collum-Diaphysen-Winkels (CCD-Winkel, CCDW) angegeben. Der mediale proximale Femurwinkel (MPFA) nach Paley ist ein alternativer Parameter zur Beschreibung der Schenkelhalsneigung. Aufgrund seiner Definition als medio-distaler Winkel zwischen anatomischer Schaftachse und Hüftkopf-Trochanter-Tangente liegt er deutlich näher am rechten Winkel als der CCDW (vgl. Abb. 5).

Die Rotation des Femurs entlang seiner Schaftachse und die Torsion sind Faktoren, welche die projizierte Darstellung des Knochens beeinflussen.

Rotation ist die Folge von aktiver oder passiver Bewegung im Gelenk und somit intraindividuell variabel. Torsion hingegen ist definiert als anatomisch fixierte Drehung im Verlauf eines Röhrenknochens und somit individuell konstant. Die für die Projektionsabbildung der Schenkelhalsneigung maßgebliche Torsion ist die Schenkelhals-Antetorsion.

Die anteriore Torsion des Schenkelhalses, also die Neigung der Schenkelhals-Achse in Ihrem Verlauf Richtung Hüftkopf nach ventral, wird als Antetorsions-Winkel (AT-

---

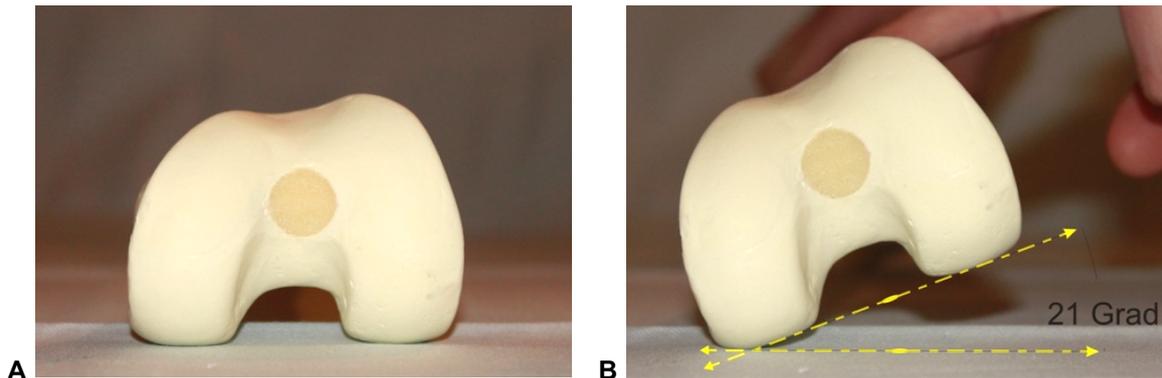
<sup>1</sup> Cooke, Li, and Scudamore 1994; Paley et al. 1994; Thaller et al. 2005.

<sup>2</sup> Paley and Herzenberg 2005.

<sup>3</sup> Strecker et al. 1997; Thaller et al. 2005; Tomczak et al. 1997.

Winkel, ATW) in den axialen CT-Sequenzen gemessen. Da sie durch Rotation ausgeglichen werden kann, werden Torsion und Rotation im Folgenden zusammenfassend als "Rotationseinflüsse" und ihre Effekte als "rotationsbedingt" bezeichnet.

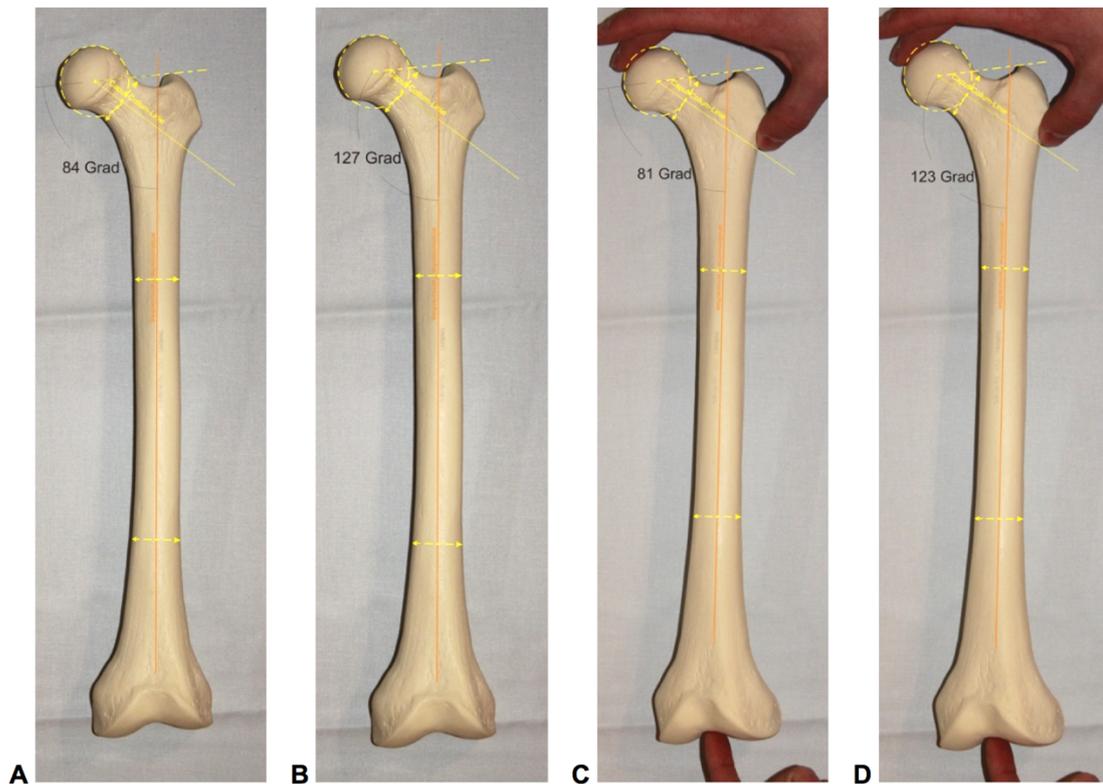
Um die tatsächliche Schenkelhalsneigung in der frontalen Ebene (a.p. Röntgen) zu messen, ist der vollständige Ausgleich der Antetorsion in der axialen Ebene mittels Rotation entlang der Schaftachse nötig (vgl. Abb. 1, Modellversuch).



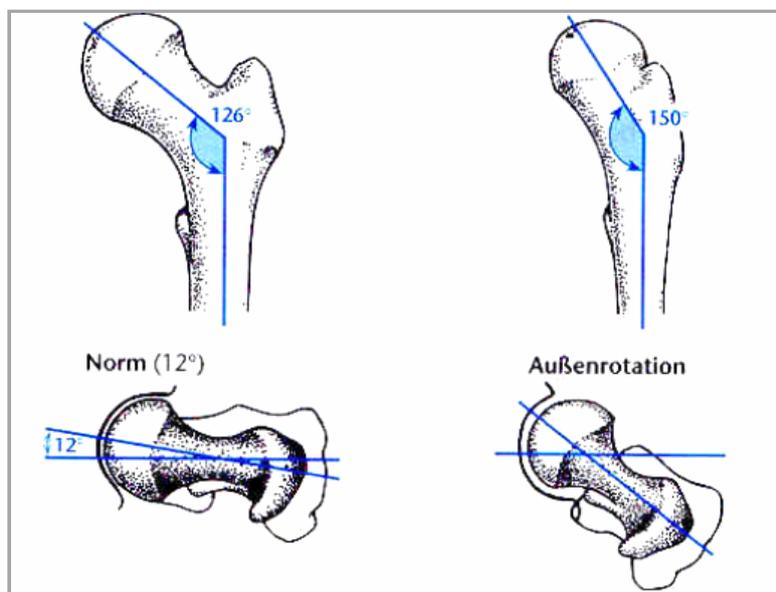
**Abbildung 1:** A) Modell eines linken Femurs auf planem Untergrund, axiale Ansicht. Die Femurkondylen liegen eben auf. B) Das manuelle Einstellen der Schenkelhalsachse parallel zum Untergrund erfordert eine deutliche Innenrotation. Diese wird als Winkel zwischen posteriorer Femurkondylenebene und Untergrund messbar und entspricht der - nun axial neutralisierten - Schenkelhalsantetorsion. (Bilder vom Autor)

Erfolgt dieser Ausgleich im a.p.-Röntgen nicht, wird nicht die tatsächliche, sondern die projizierte Schenkelhalsneigung gemessen (vgl. Abb. 2, Modellversuch).

Im a.p.-Röntgen als zweidimensionale Abbildung in Projektionstechnik können also unbemerkte Rotationseinflüsse zur verfälschten Darstellung der Schenkelhalsneigung führen, wie auch Abb. 3 verdeutlicht. Beide hierin gemessenen CCD-Winkel sind verfälscht, da auch der normwertige ATW von  $14^\circ$  nicht neutralisiert wird.



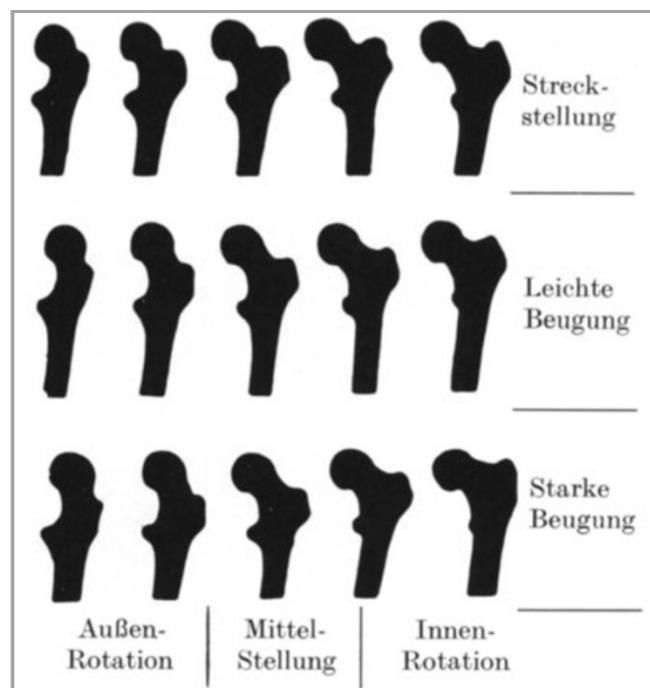
**Abbildung 2:** Einfluss der Antetorsion auf die Schenkelhalsneigung am Femurmodell. Kamera lotrecht über Schaftmitte. Messung von CCDW und MPFA, je ohne (A, B) und mit (C, D) manuellem Ausgleich des ATW in der axialen Ebene. (Bilder vom Autor)



**Abbildung 3:** Die in der a.p.-Ansicht messbare Schenkelhalsneigung hängt von der Rotationsstellung des Femurs ab. Dies wird anhand der korrespondierenden Horizontalschnitte deutlich. (vgl. Abb.-Vz)

Grundsätzlich entspricht der reale CCDW projektionsbedingt immer dem geringsten der in jeglicher Rotationsstellung messbaren projizierten CCDW. Das heißt, ausgehend von der Stellung mit neutralisierter Anteversion führen Innen- oder Außenrotation immer zur Messung höherer Werte. Beim normwertigen MPFA verhält es sich genau umgekehrt, da dieser kleiner als  $90^\circ$  ist. Von der Neutralstellung ausgehend, bewirken Innen- oder Außenrotation also immer die Messung geringerer Werte.

Die bisherigen Betrachtungen der Femur-Geometrie beziehen sich stets auf eine vertikale Schaftachse. Es muss aber auch die Ausrichtung der Schaftachse in der sagittalen Ebene erwähnt werden (Hüftstreckung / -beugung), die bei Kontrakturen oder spezifischen Deformitäten ebenfalls verfälschend wirken kann. Ein solcher Einfluss bleibt zwar unter neutralisierter Antetorsion lange ohne relevante Auswirkung (hier kommt es in erster Linie zu einer verkürzt dargestellten Schaftachse). Bei bereits nicht neutraler Rotationsstellung wirkt eine gleichzeitige nicht neutrale Stellung in der Sagittalebene (im klinischen Alltag in der Regel durch Beugekontrakturen bedingt) jedoch zusätzlich verfälschend. Somit ist grundsätzlich die korrekte Positionierung in beiden Ebenen zu beachten (vgl. Abb. 4).



**Abbildung 4:** Einfluss der Position in Rotations- und Sagittalebene. Schattenbilder des proximalen Femurs. (vgl. Abb.-Vz)

## **Problemstellung:**

Das für die Messung der Schenkelhalsneigung verwendete a.p.-Röntgen gibt keine direkte und exakte Information über die Position des Femurs in der Sagittal- und Axialebene und somit über die Rotationsstellung. In der LAiS und den a.p.-Aufnahmen des Femurs wird zwar üblicherweise durch Ausrichtung des Femurs mit zentrierter Patella versucht, eine Normierung in der Rotationsebene und eine Position orthogonal zur streng seitlichen Aufnahme (deckungsgleiche Femurkondylen) zu erreichen, um dadurch den Rotationseinfluss der Antetorsion zu reduzieren. Jedoch ist die Evidenz dieser Methode gering <sup>4</sup>, und es finden sich keine Arbeiten dazu, welches Ausmaß an Innenrotation eine zentrale Patella bewirkt. Somit ist der Einfluss auf die durchschnittlich 14° Antetorsion schwankend und im Einzelfall unbekannt. Des Weiteren ist die rein klinische Beurteilung der Patella-Position als „zentral“ oder „nicht zentral“ vor Durchführung des Röntgen ungenau.

Aus diesen Gründen, sowie angesichts der zahlreichen individuellen anatomischen Einflussfaktoren im Bereich der Konfiguration von Schenkelhals, Antetorsion, trochlearer Gleitrinne, Patella und den verbundenen Weichteilstrukturen erscheint eine zuverlässige, reproduzierbare und präzise Neutralisierung der Schenkelhalsantetorsion über die Ausrichtung des Femurs mit „Patella zentral“ nicht möglich. Mit dieser gängigen Technik erfolgt die a.p.-Aufnahme zur Messung der Schenkelhalsneigung also in der Regel unter reduziertem, aber weiterhin unbekanntem Rotationseinfluss der Schenkelhals-Antetorsion.

## **Zielsetzung:**

Es kann angenommen werden, dass unter Rotation der projizierte MPFA (pMPFA) geringere Abweichungen vom realen MPFA (rMPFA) zeigt, als der projizierte CCD-Winkel (pCCDW) vom realen CCD-Winkel (rCCDW), da der MPFA näher am rechten Winkel liegt. Sollte sich diese Hypothese nach Überprüfung als richtig erweisen, würde eine routinemäßige Bestimmung des MPFA die Messungenauigkeiten im

---

<sup>4</sup> Ajuwon et al. 2015.

klinischen Alltag verringern.

Bislang haben nur wenige Studien den Einfluss der Rotation des Femurs auf die Messung der Schenkelhalsneigung untersucht<sup>5</sup>. Es konnten keine Studien gefunden werden, die unter diesem Gesichtspunkt den CCD-Winkel mit dem MPFA vergleichen.

Die Ziele der vorliegenden Arbeit waren daher,

- einen mathematischen Zusammenhang zwischen realen und projizierten Winkel zu erarbeiten
- die Nullhypothese, dass der MPFA nicht robuster gegenüber Rotationseinflüssen ist als der CCDW, aus mathematischer Sicht zu prüfen
- das klinische Ausmaß und die klinische Relevanz der möglichen rotationsbedingten Messunterschiede zu untersuchen.

Als methodische Umsetzung dieser Ziele sollten

- ein geeignetes geometrisches Modell zur Ableitung von Formeln erstellt werden
- die Korrektheit der erarbeiteten mathematischen Formeln experimentell überprüft und deren Genauigkeit validiert werden
- anhand der validierten Formeln die Rotationsstabilität des jeweils normwertigen CCDW und MPFA miteinander verglichen werden
- anhand der validierten Formeln die Größe, statistische Signifikanz und klinische Relevanz von Rotationseinflüssen in einer Patientenpopulation der Chirurgischen Klinik Innenstadt der LMU München exemplarisch untersucht werden.

---

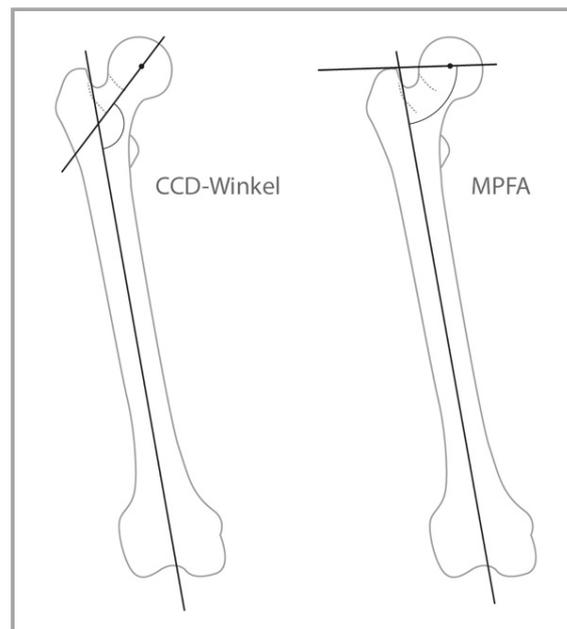
<sup>5</sup> Kay, Jaki, and Skaggs 2000; Monazzam et al. 2012.

## B) Stand der Wissenschaft

### 1. Relevante Parameter am proximalen Femur

#### 1.1. Definitionen

Die Schenkelhalsneigung wird in a.p.-Röntgenbildern gemessen. Der CCDW ist definiert als mediolateraler Winkel zwischen anatomischer Schaftachse und Schenkelhalsachse. Die Schaftachse wird über die Mittelpunkte der Querdurchmesser an den zwei Drittelpunkten der Diaphyse definiert. Die Schenkelhalsachse ist die Gerade zwischen Hüftkopfbereich und Schenkelhalszentrum. Das Schenkelhalszentrum ist der Mittelpunkt des Durchmessers am engsten Punkt des Schenkelhalses (Isthmus). Der Normwert des CCDW liegt bei etwa  $130^\circ$  (Normbereich  $124^\circ$ - $136^\circ$ )<sup>6</sup> (vgl. Abb 5).

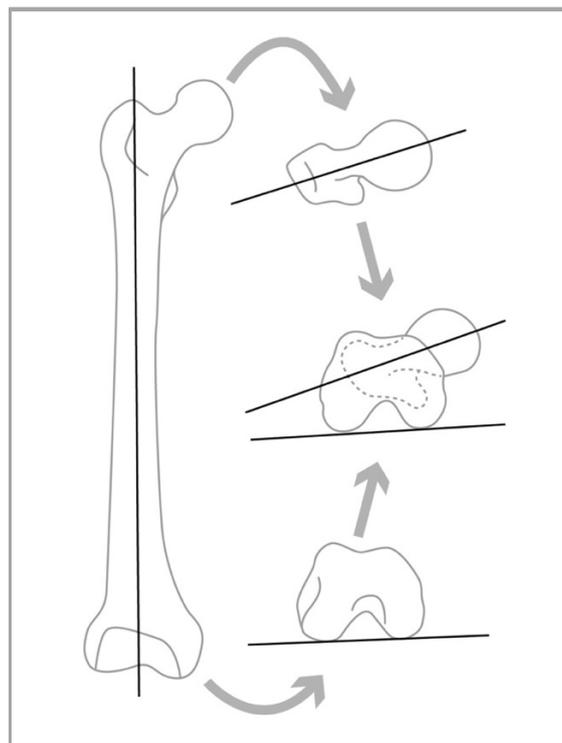


**Abbildung 5:** Geometrische Definitionen von CCDW und MPFA im Vergleich. Die anatomische Schaftachse ist beiden Winkeln gemeinsam, ebenso das Hüftkopfbereich als Teil der jeweils zweiten Achse. Beim CCDW durchläuft diese von hier aus die Mitte des Schenkelhals-Isthmus, beim MPFA tangiert sie die Trochanter major-Spitze. (© LMU München)

<sup>6</sup> Paley et al. 1994; Liener et al. 1997.

Der MPFA ist hingegen definiert als mediodistaler Winkel zwischen anatomischer Femurschaft-Achse und Hüftkopf-Trochanter-Tangente. Diese verbindet das Hüftkopfbereich mit dem höchsten Punkt des Trochanter major. Der Normwert ist somit deutlich geringer als der des CCDW und beträgt etwa  $84^\circ$  (Normbereich  $80-89^\circ$ ) [ebd.].

Der ATW wird im Rahmen der Torsionsmessung in den axialen Sequenzen des CT ermittelt. Er gibt die Torsion des Schenkelhalses nach ventral an, bezogen auf die Referenz der Femurkondylen. Geometrisch betrachtet ist er der mediale Winkel zwischen Schenkelhalsachse und, je nach Definition, Femurkondylen-Achse <sup>7</sup> (Gerade, welche quer durch die Femurkondylen verläuft) oder posteriorer Femurkondylen-Tangente <sup>8</sup> („Kondylenhinterkante“) (vgl. Abb. 6). Er wird bei Schenkelhalsretrotorsion negativ angegeben.



**Abbildung 6:** Prinzip der ATW-Messung in Schnittbildern des proximalen und distalen Femurs.  
(© LMU München)

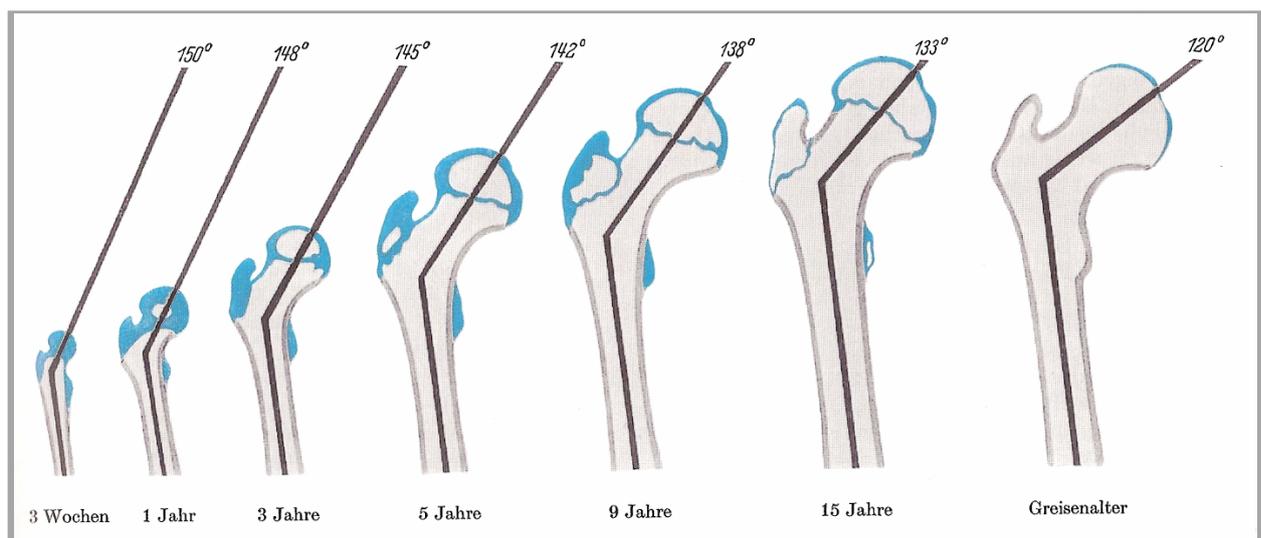
<sup>7</sup> Debrunner and Hepp 2004. S. 145.

<sup>8</sup> Botser et al. 2012; Cooke, Li, and Scudamore 1994.

Der Mittelwert bei Erwachsenen liegt bei  $+14^\circ$  („mittlere Schwankungsbreite  $+4^\circ - +20^\circ$ “) <sup>9</sup>. Zur standardisierten Messung in Schnittbildern sind die Festlegung der zu wählenden Schichten sowie genaue anatomische Definitionen entscheidend (vgl. 1.5. Datenerhebung und Messmethoden in Röntgen- und CT-Datensätzen)..

## 1.2. Abhängigkeit vom Lebensalter

Die genannten Normwerte der Schenkelhalsneigung und Antetorsion beziehen sich auf das ausgewachsene Skelett des Menschen im mittleren Lebensalter. Über das gesamte Leben eines Menschen betrachtet unterliegen sie aber deutlichen Veränderungen (vgl. Abb 7, 8). Die Schenkelhalsneigung nimmt dabei ab Geburt kontinuierlich ab, im Laufe eines Lebens um etwa  $30^\circ$ .

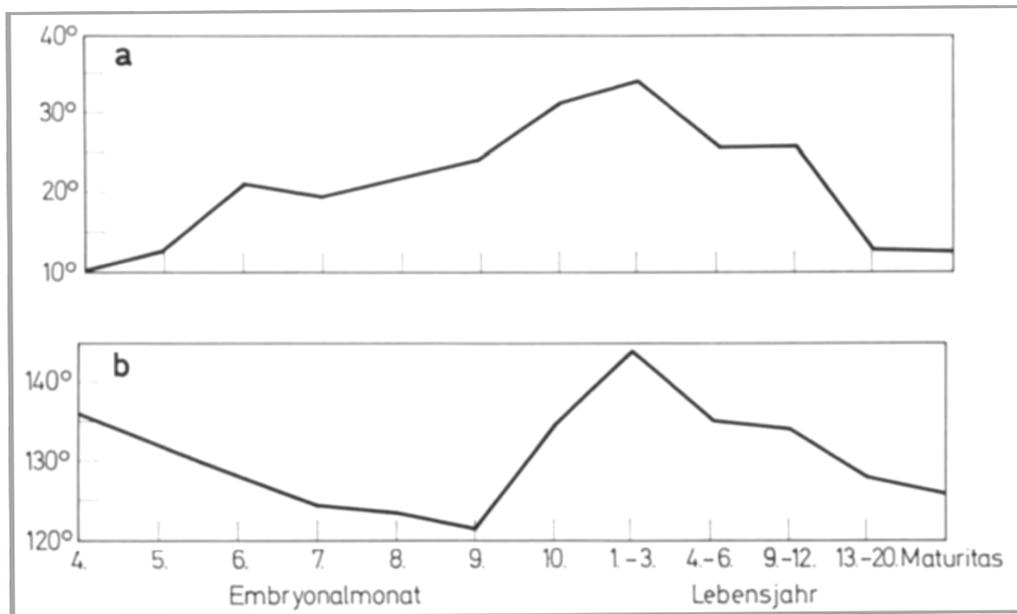


**Abbildung 7:** Abhängigkeit der Schenkelhalsneigung vom Lebensalter mit stetiger Abnahme und somit Varisierung. (vgl. Abb.-Vz.)

Lanz und Mayet betrachten in ihrer Untersuchung von Schenkelhalsneigung und Antetorsion die Entwicklung von der Embryonalzeit bis zur Skelettreife. Die Entwicklung der zu Lebensbeginn am Höhepunkt befindlichen Schenkelhalsneigung

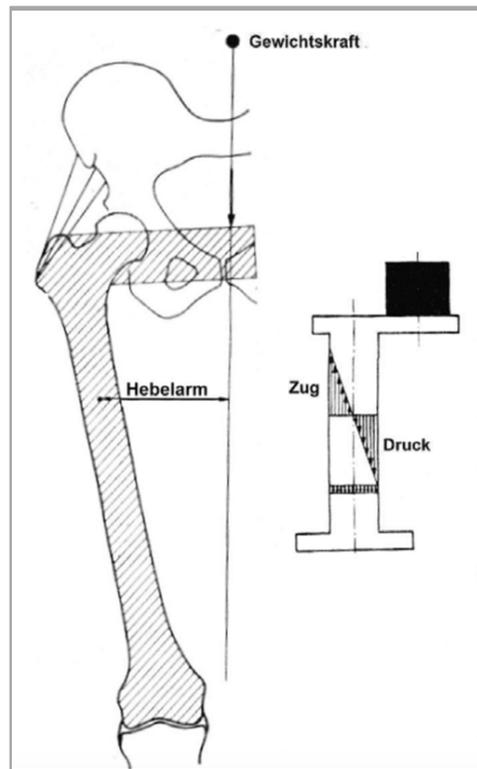
<sup>9</sup> Lang, Wachsmuth, and Lanz 2003.

findet demnach vor allem am Ende der Embryonalzeit und im frühen Säuglingsalter statt. Die Antetorsion nimmt der Untersuchung zufolge hingegen weniger konstant ab (vgl. Abb. 8).



**Abbildung 8:** Entwicklung von Antetorsion (a) und Schenkelhalsneigung (b). (vgl. Abb.-Vz.)

Der plötzliche Beginn der Abnahme der Schenkelhalsneigung zu einem Zeitpunkt, in dem Kinder das Laufen lernen, lässt auf eine in der Gewichtsbelastung des aufrechten Ganges begründete kontinuierliche Absenkung des Schenkelhalses und Hüftkopfes schließen. Dies wird nach dem Modell von Pauwels durch den permanenten Knochenabbau und -aufbau unter der exzentrischen Gewichtsbelastung des Hüftkopfes mit dem als Hebelarm wirkenden Schenkelhals erklärt, veranschaulicht als Prinzip der exzentrisch belasteten Säule mit sich senkendem Plateau (vgl. Abb. 9).



**Abbildung 9:** Modell der exzentrisch belasteten Säule nach Pauwels. (vgl. Abb.-Vz.)

## **2. Historische Entwicklung der Methoden zur Messung der Antetorsion und des CCD-Winkels**

Die Bemühungen darum, den tatsächlichen Wert der Schenkelhalsneigung zu messen, beginnen bereits mit der Verbreitung der ersten Röntgenanlagen um 1900. Da dies nicht möglich ist, ohne den Einfluss der Antetorsion zu kennen, diese jedoch der Projektionsabbildung nur schwer zugänglich ist, wird die Messung des ATW fortan gewissermaßen zum Nadelöhr der CCD-Winkel-Bestimmung, und als solche Gegenstand zahlreicher Untersuchungen zu Definition, Normwerten, und Möglichkeiten der Messung. Auch der umgekehrte Ansatz, die Antetorsion aus dem CCD-Winkel zu bestimmen, wurde von einigen Arbeiten verfolgt. So entstand im Laufe der folgenden Jahrzehnte eine Vielzahl an verschiedensten Ansätzen und Methoden, die konventionell-röntgenologisch schwer bestimmbare Antetorsion messbar zu machen, oft mit dem direkten Ziel, dadurch auf den echten CCD-Winkel zu schließen. Die ersten Arbeiten hierzu sind bereits über 110 Jahre alt.

Erst mit der zunehmenden Verbreitung der Schnittbildgebung in den 1960er-Jahren wurde eine direkte Messung der Antetorsion möglich, und die Untersuchungen zur ATW-Messung im konventionellen Röntgen nahmen an Relevanz ab. Da die Bestimmung der Antetorsion untrennbar mit der Bestimmung der Schenkelhalsneigung verbunden ist, wird im Folgenden ein chronologisch geordneter Überblick über einige der zahlreichen Untersuchungen hierzu gegeben, der auch die jüngeren Methoden mittels CT, MRT und Ultraschall umfasst.

Bei den meisten Arbeiten zur ATW- und CCDW-Messung im konventionellen Röntgen lag der Fokus auf einer direkten Messung der Antetorsion, bei vielen werden auch die Schlussfolgerungen auf den CCDW behandelt. In einigen Arbeiten wird eine indirekte Bestimmung der Antetorsion mit Hilfe des leichter darstellbaren projizierten CCDW beschrieben. Es kommen oft Bestimmungs- und Umrechnungstabellen zum Einsatz, die anhand der Messungen die tatsächlichen geometrischen Verhältnisse am proximalen Femur angeben sollen. Die Methoden basieren daher zum Teil auf detailliert beschriebenen Überlegungen zu den geometrischen Zusammenhängen am proximalen Femur, wenngleich oft noch nicht zwischen dem realen und dem projizierten CCDW unterschieden wird. Als Voraussetzung für die Anwendung der meisten röntgenologischen Methoden müssen

spezielle Lagerungstechniken eingehalten werden.

In den 1960er-Jahren folgen erste Beschreibungen der Antetorsionsmessung mittels computertomographischer Schnittbildgebung. Der CCDW ist somit nicht mehr für die Antetorsionsmessung nötig, die Messung kann sich in den axialen Schichten an der Referenz der Femurkondylen orientieren.

In den 1980er Jahren werden vermehrt auch Versuche der sonographischen Antetorsionsmessung beschrieben.

Die **Recherche** der Publikationen zur radiologischen Antetorsionsmessung erfolgte systematisch über die Datenbanken Pubmed und OPACplus/BSB-Katalog der Bayerischen Staatsbibliothek sowie per Handsuche. Erfasst wurden Einträge bis 12/2015. Folgende Suchbegriffe wurden verwendet:

- antetorsion [MeSH], anteversion [MeSH]
- „antetorsion“ OR „anteversion“ AND „measure“
- „antetorsion“ OR „anteversion“ AND „x-ray“
- „antetorsion“ OR „anteversion“ AND „ct“ OR „computed tomography“
- „antetorsion“ OR „anteversion“ AND „ultrasound“ OR „sonography“
- „antetorsion“ OR „anteversion“ AND „mri“ OR „magnetic resonance“

## 2.1. Konventionell-röntgenologische Methoden

**Tabelle 1:** Beschreibungen von direkten und indirekten Methoden zur ATW-Bestimmung im konventionellen Röntgen<sup>10</sup> (Quellen ohne verfügbare Literaturangabe sind mit Ø gekennzeichnet).

Direkte ATW-Bestimmung	Indirekte ATW-Bestimmung
Bernbeck (1949, 1951)	Billing, (1958) Ø
Brandes (1921)	Burr et al. (1982)
Budin, Chandler (1957)	Dunlap, Shands et al (1953)
Drehmann (1906)	Fürmaier, (1950)
Dunn (1952)	Galeazzi (1910)
Gaugele (1924)	Gibson (1967)
Hohmann (1910)	Glauner, Marquart (1956)
Manlot et al (1968)	Gross, Haike (1969, 1970)
Matzen, Unger (1956)	Haspl, Bilic (1995)
Meyer (1924)	Kaiser (1958) Ø
Reynolds, Herzer (1959)	Kingsley, Olmstedt (1948)
Richard (1950)	König (1972)
Roebuck (1966)	Lee et al. (1992)
Ryder, Crane (1953)	Lefelore, Sauregrain, et al. (1961) Ø
Schultz (1924)	Leger (1952)
Seyss (1967)	Magilligan (1956)
Soutter und Bradford (1903)	Metz (1964)
Stewart, Karshner (1926)	Müller (1957)
Sudbrack (1929)	Rippstein (1955)
	Rogers (1931)
	Schwetlick (1968)
	Matzen, Unger (1956)

<sup>10</sup> Burr et al. 1982; Budin and Chandler 1957; Dunlap et al. 1953; Dunn 1952; Drehmann 1906; Furmaier 1950; Galeazzi 1910; Gaugele 1924; Glauner and Marquardt 1956, vol. 77; Gibson 1967; Gross and Haike 1970; Haspl and Bilic 1996; Hohmann 1910; Koenig 1972; Lee, Lee, and Cho 1992; Leger 1952; Magilligan 1956; Manlot and Sauegrain 1968; Matzen and Unger 1956; Metz 1964; Meyer 1924; Müller 1957; Richard 1950; Rippstein 1955; Roebuck 1966; Rogers 1931; Ryder and Crane 1953; Schultz 1924; Schwetlick 1968; Seyss 1967; Soutter and Bradford 1903; Stewart and Karshner 1926; Sudbrack 1929.

*„The accurate estimation of the angle of antetorsion in the living subject is a matter of considerable difficulty“*

- H.A.T. Fairbank, 1930. <sup>11</sup>

Gleichsam als Motto für mehr als hundert Jahre wissenschaftlicher Bemühungen und Untersuchungen zu Definition, Normwerten, und Messung der Antetorsion ist das Zitat von Fairbanks rückblickend zu verstehen. Tabelle 1 gibt, ohne Anspruch auf Vollständigkeit, einen Eindruck davon, wie weit die zahlreichen Bemühungen um die Antetorsionsmessung in der konventionellen Röntgen-Bildgebung zurückreichen.

Neben den genannten Arbeiten finden sich auch einige Verbesserungen und Evaluationen<sup>12</sup> der wohl bekanntesten indirekten Bestimmungsmethode des ATW, der Methode nach Rippstein (siehe unter der folgenden Beschreibung der Methode nach Rippstein von 1955).

Einige maßgebliche Arbeiten (angeführt in Tabelle 1) werden im Folgenden in chronologischer Reihenfolge knapp dargestellt.

### **1903: Soutter, Bradford**

Die früheste Auseinandersetzung mit dem Einfluss der Antetorsion stammt von Soutter und Bradford aus dem Jahre 1903 und dient eher zu deren grober Schätzung, als dass eine Messmethode beschrieben würde. Es handelt sich keineswegs um eine genaue Anweisung zur Durchführung einer ATW-Messung mittels Röntgenbildern in zwei Ebenen oder eine Auseinandersetzung mit den geometrischen Zusammenhängen. Die Autoren empfehlen lediglich die streng sagittale Ausrichtung des Fußes gegenüber dem Röntgenstrahl, um so anhand eines angefertigten a.p. Röntgenbildes im Vergleich zu anderen Patienten die relative Prominenz des Hüftkopfes zu beurteilen und so eine Schätzung der Anteversion zu ermöglichen. Ein zweites Röntgenbild, ebenfalls a.p., jedoch mit „stark evertiertem

---

<sup>11</sup> Fairbank 1930.

<sup>12</sup> Grunert, Brückl, and Rosemeyer 1986; Brückl, Grunert, and Rosemeyer 1986; Reikerås, Høiseth, and Reigstad 1985.

Bein“, wird nur zur Abschätzung der Schenkelhalslänge vorgeschlagen. Es handelt sich dennoch um die erste Arbeit, die sich dem Problem der röntgenologischen Darstellung der Antetorsion widmet.

### **1909: Drehmann**

Diese Methode beruht darauf, die Antetorsion des Schenkelhalses durch Innenrotation im Hüftgelenk auszugleichen, und somit durch das Ausmaß der Innenrotation auf die Antetorsion rückschließen zu können. Dazu sollen zwei Bilder erstellt werden: „Das eine in genauer Mittelstellung, das andere in Innendrehung, bis der Trochanter major genau nach außen sieht“. Zur Einstellung des zweiten Bildes soll der Trochanter major palpatorisch eingestellt werden. Bei entsprechender radiologischer Lagerungskorrektur in der seitlichen Aufnahme erscheint diese Methode für ihre Zeit bereits vergleichsweise gut geeignet zur groben Bestimmung der Antetorsion und stellt bereits einen deutlichen Fortschritt zu Soutter und Bradford dar. Die zweite Aufnahme soll eine CCDW-Messung unter kompensierter Antetorsion ermöglichen.

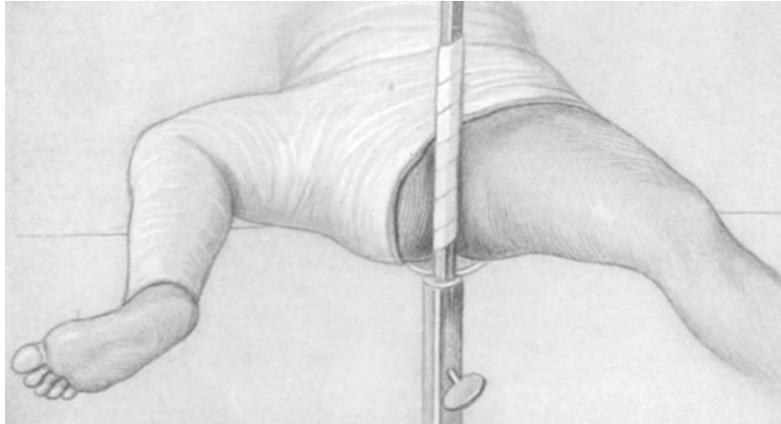
### **1910: Hohmann**

Hohmann kehrte hingegen zur Einzelaufnahme zurück indem er versuchte, allein anhand der Konturen des proximalen Femurs auf einer a.-p.-Aufnahme die Antetorsion des Schenkelhalses zu bestimmen. Die mit dieser Methode erhobenen Werte erwiesen sich jedoch als weder ausreichend genau noch zuverlässig.

### **1921: Brandes / 1924: Meyer**

Brandes' grundlegende Vorgehensweise zur Bestimmung der kindlichen Antetorsion besteht in der Anfertigung der Aufnahmen in „Lorenzscher Primärstellung“: Rückenlage, kindliche Hüftgelenke 90° flektiert und außenrotiert, Oberschenkel parallel zum Röntgentisch, Kniegelenkspalte senkrecht zum von oben kommenden Strahlengang (vgl. Abb. 10). Die so angefertigten Aufnahmen werden anschließend mit einer vom Autor erstellten Röntgen-Skala verglichen, die einen kindlichen Femur in verschiedenen Innenrotationsstellungen zeigt. Dieses Verfahren wurde von Meyer

weiter ausgearbeitet und um eine Bestimmungstabelle erweitert. Wegen des hohen erforderlichen Maßes an Hüftaußenrotation ist die Methode an Erwachsenen in aller Regel nicht anwendbar.



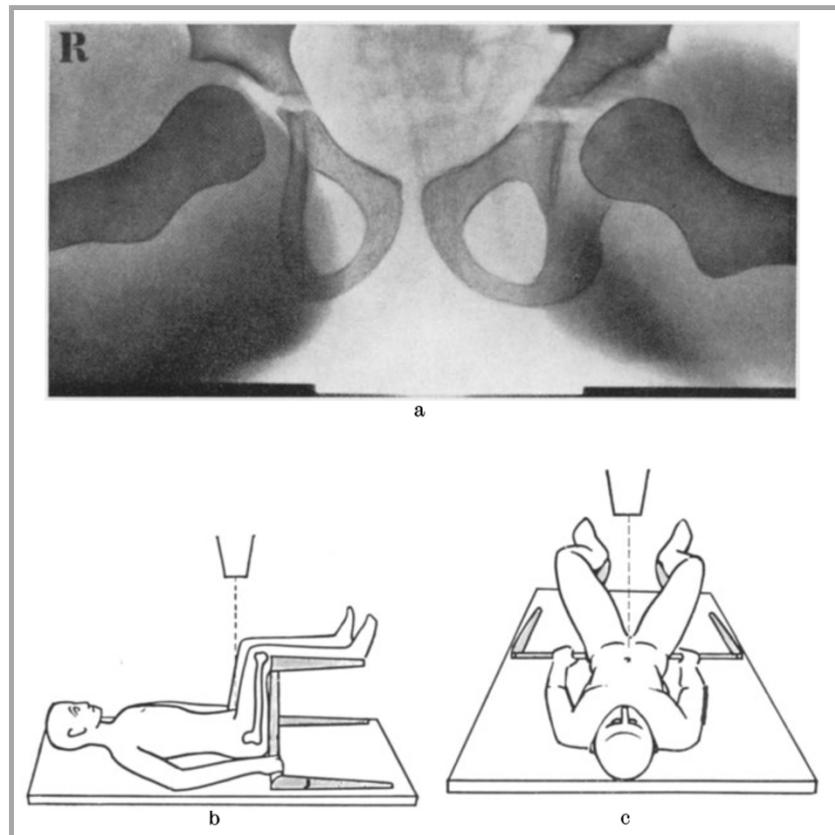
**Abbildung 10:** Lagerung und Gipsverband in Lorenzscher Primärstellung beim Kind (vgl. Abb.-Vz)

### **1924: Schultz**

Obwohl die von Schultz dargestellte Bestimmungsmethode nach heutigen Maßstäben noch immer keine ausreichend genauen Messungen ermöglichte, ist ihre Beschreibung als maßgebliche Arbeit anzusehen. Erstmals erfolgt nun die Messung der Antetorsion in *axialer* Ansicht des Femurschaftes. Die Einrichtung der Femurschaftachse des Patienten parallel zum Röntgenstrahlengang (Rückenlage auf dem Röntgentisch, Hüfte und Knie 90° gebeugt) soll eine simple Bewertung der Schenkelhalsachse gegenüber den Femurkondylen ermöglichen. Bei dem damaligen Stand der Röntgentechnik waren die weichteilbedingten Verschattungen des Schenkelhalses jedoch zu groß, weswegen eine zusätzliche Hüftabduktion von 15-20° erforderlich wurde. Hierin liegt das Hauptproblem der Methode, da die Verfälschung durch die Abduktion nicht kompensiert werden konnte. Dies stellte letztlich die Ursache für die mangelnde Genauigkeit der Messmethode dar.

Die beschriebene neue Lagerungstechnik wurde aber später von Dunn (1952), Dunlap et al. (1953), Ryders und Crane (1953) und in Folge weiteren Autoren, unter anderem M.E. Müller und J. Rippstein, übernommen, und wird auch heute noch als „Rippstein’sche Spreizlage“, bzw. Lagerung zur „Rippstein II-Aufnahme“ angewendet. Somit hatte die von Schultz eingeführte Lagerungstechnik

maßgeblichen Einfluss auf die Fortschritte der röntgenologischen ATW-Bestimmung (vgl. Abb. 11).



**Abbildung 11:** Spreizlagerung zur axialen Antetorsionsbestimmung (vgl. Abb.-Vz)

### 1926: Steward, Karshner

Mit Hilfe der Röntgendurchleuchtung stellten Steward und Karshner die Antetorsion eines Patienten in Bauchlage fest. Ohne Kenntnis dieser Veröffentlichung beschrieb Rogers 1931 seine, in ihrem Prinzip gleiche Methode (vgl. Abb. 12): Der im Kniegelenk  $90^\circ$  gebeugte Unterschenkel der untersuchten Seite wird unter p.a.-Röntgendurchleuchtung des liegenden Patienten so weit außenrotiert, dass Femurschaftachse, Schenkelhalsachse, und Hüftkopfbereich eine Gerade bilden. Der ATW definiert sich dann als  $90^\circ$  - Außenrotation ( $^\circ$ ). Mit dieser Methode lassen sich relativ genaue Messungen erreichen, jedoch ist für die genaue Einstellung insgesamt eine deutlich höhere Strahlendosis nötig. Voraussetzung zur genauen Bestimmung mit dieser indirekten Methode sind normale Achs- und

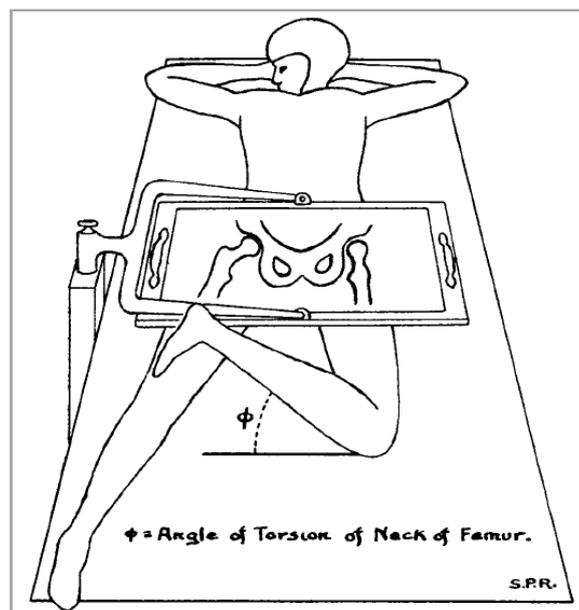
Stellungverhältnisse am Bein, die das Ablesen des Außenrotationswinkels ermöglichen.

### 1929: Sudbrack

Auf unkonventionelle Art versuchte Sudbrack den ATW zu bestimmen. Er fertigte anhand zweier Röntgenaufnahmen ein dreidimensionales Plastilin-Modell des Femurs an, an welchem der ATW abgemessen werden konnte. Diese Methode erscheint nicht nur aufgrund ihres großen Aufwandes von Nachteil. Auch die Anfertigung des dreidimensionalen Modells lässt eine hohe Fehleranfälligkeit vermuten.

### 1931: Rogers

Ohne Kenntnis der Arbeit von Stewart und Karshner (1926) veröffentlichte Rogers fünf Jahre später seine nahezu identische Vorgehensweise zur Bestimmung der Antetorsion mittels Durchleuchtung. Der einzige, methodisch irrelevante Unterschied ist das direkte Ablesen des ATW am gebeugten Unterschenkel bei Femuraußenrotation (s. Abbildung 12).



**Abbildung 12:** Bauchlage bei der Durchleuchtungs-Methode nach Rogers, bzw. Stewart und Karshner (vgl. Abb.-Vz)

### **1950: Richard**

Richard stellte 1950 mehrere unterschiedliche Methoden zur Ermittlung der Antetorsion vor. Eine davon erfordert für die exakte Ausrichtung des Femurs das Setzen eines Kirschner-Drahtes in dessen Trochanter major, um anschließend zwei Bilder (je eines in 45° Innen- und 45° Außenrotation) anzufertigen. Aus der Schenkelhalslänge und dem CCDW dieser rechtwinklig zu einander stehenden Aufnahmen kann dann die Antetorsion bestimmt werden. Deutliche Nachteile dieses Bestimmungsverfahrens sind die Invasivität und das erforderliche hohe Bewegungsausmaß der Hüftrotation, das nicht allen Patienten möglich sein dürfte. Alternativ beschreibt er die Erstellung einer Seitenaufnahme in Sven-Johansson-Lagerung (Rückenlage, gesundes Bein angezogen und abgespreizt, betroffenes Bein innenrotiert, Röntgenröhre zwischen den Beinen, Filmkassette parallel zum Schenkelhals am unteren Rippenbogen), wobei an der Filmkassette ein Kirschner-Draht als horizontale Referenzlinie befestigt ist. Die so messbare Antetorsion lieferte jedoch für hohe CCDW keine genauen Ergebnisse mehr.

### **1952: Leger**

Wenige Jahre später stellte Leger seine Erweiterung der Methode nach Richard (1950) vor. Hiernach wird zusätzlich der projizierte CCDW in der a.p.-Aufnahme gemessen. Die so ermittelten projizierten Werte für AT- und CCDW werden mittels einer Tabelle zur Bestimmung der realen Antetorsion verwendet. Die Methode, so der Autor selbst, sei jedoch für stark valgische oder varische Schenkelhalse nicht praktikabel oder zu ungenau. Die Tabelle liefert bereits ähnliche Ergebnisse wie die später weit verbreitete Müller'sche Tabelle (1957).

### **1952: Dunn**

Dunn greift das Prinzip der Korrekturtabelle nach Leger (1952) auf und wendet es auf die von Schultz (1924) beschriebene Spreizlage mit axialem Femurröntgen an. Die Beziehungen zwischen dem so messbaren und dem tatsächlichen ATW erschließt er aus Experimenten mit einem Knochenmodell mit durchschnittlichem CCDW. Somit kann allerdings bei entsprechend stärker varisch oder valgisch konfigurierten

proximalen Femora nicht mehr von ausreichender Validität der Methode ausgegangen werden.

### **1953: Dunlap et al. / Ryder, Crane**

Ein Jahr später veröffentlichten zwei unabhängige Arbeitsgruppen aus Nordamerika ihre Verbesserungen der Dunn'schen Methode. Beide hatten den größten Mangel der bisherigen Messmethoden erkannt - ihre Korrekturtabellen beziehen daher nicht mehr nur den ATW und den CCDW, sondern auch das Ausmaß der Hüftabduktion bei der Lagerung (10° bei Dunlap et al., 30° bei Ryders und Crane) in die Korrekturwerte mit ein. Die Korrekturtabellen beruhen nicht, wie noch bei Brandes (1921) und Meyer (1924), auf experimentell am Modell erhaltenen Werten, sondern auf trigonometrischen Gleichungen, welche jedoch anhand von Femurmodellen überprüft wurden. Laut Dunlap et al. lagen die Abweichungen ihrer Methode in ihren Kontrollversuchen stets unter 5°.

### **1955: Rippstein**

Die Aufnahme nach Rippstein, oft auch Dunn-Rippstein- oder Dunn-Rippstein-Müller-Aufnahme genannt, ist noch heute Radiologen, Unfallchirurgen und Orthopäden ein fester Begriff. Sie ist nach wie vor die am häufigsten eingesetzte Methode zur Bestimmung der realen CCD- und ATW. Die von Schultz (1924) beschriebene Lagerungstechnik stellt dabei die Grundlage der Methode dar. Nachdem außerdem 1953 durch Dunlap et al. sowie Ryder und Crane erstmals reproduzierbare Ergebnisse von ausreichender Genauigkeit und praktischer Alltagstauglichkeit erzielt worden waren, stellte die Rippstein-Methode keine völlig neue Herangehensweise dar, sondern vielmehr eine geschickte Kombination, Präzisierung, und Erweiterung bereits bewährter Methoden. Die wesentlichen Veränderungen gegenüber Dunlap et al. bzw. Ryders und Crane sind

- die Erfassung beider Hüftgelenke mit nur einer Aufnahme (Beckenübersicht),
- die Durchführung einer solchen Aufnahme sowohl in Normal- als auch in Spreizlage,
- die Festlegung auf 20° Hüftabduktion bei der Aufnahme in Spreizlage,

- die konsequente Verwendung eines speziellen Halterungsapparats zur Fixierung dieser Abduktionsstellung während der Aufnahme.

Rippsteins Artikel enthält zur Ermittlung der realen Winkelwerte bereits eine Korrekturtabelle, welche 1957 ebenfalls von M.E. Müller veröffentlicht wurde. Sie ist ein unverzichtbarer Bestandteil der Methode, die sich in folgende drei Arbeitsschritte gliedern lässt:

- 1) Anfertigung einer a.-p. Beckenübersicht in Normalstellung
- 2) Anfertigung einer a.-p. Beckenübersicht in Spreizlage  
(vgl. Abb. 14, 15)
- 3) Anwendung der Korrekturtabelle (vgl. Abb. 16)

Aus 1) kann der projizierte CCDW, aus 2) der projizierte ATW gemessen werden. Liegen beide vor, können in Schritt 3) die jeweils realen Werte ermittelt werden. Die beiden hierbei zur Anwendung kommenden Formeln dienen einerseits der Korrektur des ATW, andererseits der Korrektur des CCDW. Letztere Formel ist dieselbe, die auch Dunlap et al. (1953) verwendeten.

1) Die Formel zur Korrektur des gemessenen AT-Winkels lautet:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{\alpha_2 \cdot \cos (\beta_2 - 90 - \gamma)}{\cos \beta_2 - 90}$$

$\alpha$  = reeller AT-Winkel,  
 $\alpha_2$  = gemessener AT-Winkel,  
 $\beta$  = reeller Schenkelhalsschaftswinkel,  
 $\beta_2$  = gemessener Schenkelhalsschaftswinkel,  
 $\gamma$  = Abduktionswinkel der Oberschenkel  $\hat{=}$  20°.

Zur Korrektur des gemessenen Schenkelhalsschaftswinkels lautet die Formel:

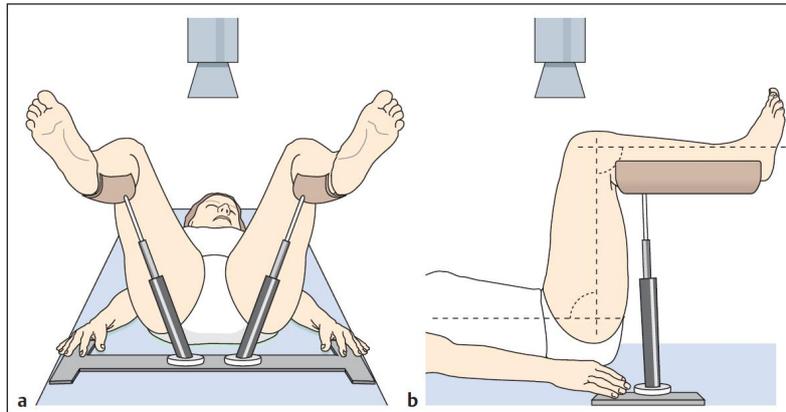
$$\cot \beta = \cot \beta_2 \cdot \cot \alpha .$$

**Abbildung 13:** Formeln zur Ermittlung der realen AT- und CCDW bei Rippstein (vgl. Abb.-Vz.)

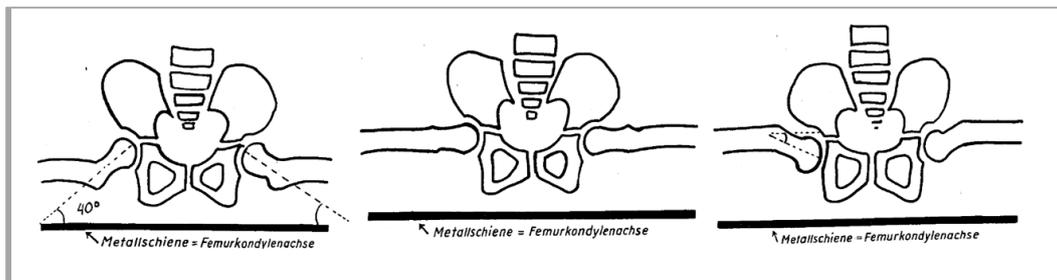
Die Beckenübersicht in Normalstellung erfolgt in Rückenlage mit über die Liege herabhängenden Unterschenkeln. Sie sollen möglichst senkrecht hängen, um eine zur Unterlage parallele hintere Femurkondylentangente und eine neutrale Rotationsstellung in der Hüfte zu erzielen.

Bei der Beckenübersicht in Spreizlage dient der neue Halteapparat zur möglichst

exakten Einhaltung der Lagerungsposition und aufgrund einer horizontale Metallschiene gleichzeitig auch als Referenzlinie bei der Bestimmung des AT-Winkels (vgl. Abb. 14, 15).



**Abbildung 14:** Spreizlage nach Rippstein mit 20° Hüftabduktion und 90° Hüft-/Knie-Flexion.  
(vgl. Abb.-Vz)



**Abbildung 15:** Rippstein-Dunn-Aufnahme bei verschiedenen Schenkelhalstorsionswinkeln – Messung des projizierten ATW (40°, 0°, Retrotorsion). (vgl. Abb.-Vz)

		RÖNTGENOMETRISCHER ANTETORSIONSWINKEL															
		5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
RÖNTGENOMETRISCHER KOLLODIAPHYSESWINKEL	100	4 101	9 100	15 100	20 100	25 100	30 98	35 99	40 98	45 97	50 96	55 96	60 94	65 94	70 93	75 92	80 91
	105	4 105	10 104	15 104	20 103	25 103	30 102	35 101	40 100	45 99	50 99	55 97	60 96	65 95	70 94	75 92	80 90
	110	5 110	10 109	16 108	21 108	26 107	31 106	37 105	42 104	47 103	52 101	57 100	61 98	66 97	71 95	76 93	80 91
	115	5 115	11 115	16 114	21 112	27 112	32 111	37 110	43 109	48 107	52 105	57 104	62 102	67 101	71 99	76 96	80 94
	120	6 120	11 119	17 118	22 117	28 116	33 115	38 114	44 112	49 110	53 108	58 106	62 104	68 103	72 101	77 98	81 95
	125	6 125	12 124	17 123	23 121	28 120	34 119	39 118	44 116	50 114	54 112	59 109	63 106	68 105	73 103	77 100	82 96
	130	6 130	12 129	18 127	24 126	29 125	35 124	40 122	46 120	51 117	55 115	60 112	64 109	69 107	73 104	78 101	82 97
	135	6 134	13 133	19 132	25 131	31 130	37 129	42 126	47 123	52 120	57 118	61 114	66 112	70 109	74 105	78 102	83 98
	140	7 139	13 138	20 137	26 135	32 134	38 132	44 130	49 127	53 124	58 120	62 116	67 115	71 111	75 107	79 103	83 100
	145	7 144	14 143	21 142	27 139	33 138	40 136	45 134	51 131	55 128	59 124	63 119	68 117	72 114	76 110	79 104	83 101
	150	8 149	15 147	22 146	29 144	35 143	41 141	47 138	52 135	57 133	61 129	65 124	69 120	73 116	77 112	80 106	84 102
	155	9 154	17 153	25 151	31 149	38 148	44 146	50 142	55 139	59 136	63 132	67 128	71 124	75 119	78 115	81 108	85 103
	160	10 159	19 158	28 157	34 154	41 153	47 151	52 147	57 144	62 140	66 136	69 132	73 128	76 122	79 117	82 111	85 105
	165	12 164	23 164	32 161	40 159	47 158	53 156	58 153	63 149	65 144	69 140	72 135	75 130	78 126	81 119	83 113	86 106
	170	15 169	27 168	37 166	46 164	53 162	58 159	63 157	67 154	71 150	73 145	76 141	78 134	81 129	83 122	85 116	87 109

**Abbildung 16:** Korrekturtabelle nach Rippstein. Die Schnittkästchen der gemessenen Werte geben die realen Werte an. (vgl. Abb.-Vz)

Zur Genauigkeit dieser Methode gab Rippstein selbst, nach Kontrollversuchen mit einem Drahtmodell, eine „Fehlergrenze, welche durchschnittlich um 2° schwankte“ an, und sah dadurch die Ergebnisse von Dunlap et al., welche mit einem Holzmodell testeten, bestätigt. Weiters haben die Drahtmodellversuche in seinen Augen bewiesen, dass sich diese Fehlergrenze an sich auch für ATW nahe 90° und CCDW nahe 180° nicht vergrößerte. Allerdings sei die Achsenbestimmung am Röntgenbild bei derartigen Winkeln nicht mehr eindeutig durchführbar, weswegen letztlich bei sehr großen Winkeln doch erhebliche Fehler entstünden. Den Einfluss der Lagerung als mögliche Fehlerquelle sieht Rippstein als gering an und verweist auf einen Versuch zur Reproduzierbarkeit der Messergebnisse von Dunlap et al., die über 10 Tage bei 3 Kindern täglich je eine Aufnahme mit derselben Lagerungstechnik durchführten. Die Messunterschiede hätten  $\pm 3^\circ$  nicht überschritten.

Reikerås et al. untersuchten 1985 die Rippstein-Methode anhand von Femurpräparaten. Sie berichten von einer Genauigkeit der Methode von  $\pm 7^\circ$  für den ATW und einer Abweichung von -5 bis  $+9^\circ$  für den CCDW (vgl. S. 16).

Brückl, Grunert und Rosemeyer veröffentlichten 1986 zwei Arbeiten zur Messgenauigkeit des Verfahrens (vgl. S. 16). Sie geben an, dass Abweichungen in der Patientenlagerung um nur  $5\text{-}10^\circ$  zu Fehlern bis über  $15^\circ$  führen könnten, außerdem steige die Fehleranfälligkeit mit hoher Antetorsion an. Sie legen eine Korrekturtabelle vor und empfehlen, bei Bedarf als alternative Messverfahren die Methoden nach Schwetlick oder Rogers anzuwenden, die unabhängiger von der Patientenlagerung seien.

### **1956: Magilligan**

Die Magilligan-Methode ermöglicht die Bestimmung des realen ATW aus dem projizierten CCDW (messbar in der üblichen a.-p. Übersichtsaufnahme) und dem projizierten ATW. Letzterer wird von Magilligan aus einer, damals an seiner Abteilung des St. Charles' Hospital Brooklyn standardmäßig angefertigten, lateralen horizontalen Aufnahme entnommen. Hierbei soll die Filmkassette sowohl parallel zur Schenkelhalsebene als auch lotrecht zur „diakondylären Ebene“ ausgerichtet werden (vgl. Abb. 17). Die beschriebene Lagerung gleicht damit der zur axialen Femur-Aufnahme nach Sven Johansson. Zur Bestimmung des realen ATW dient ebenfalls eine, auf trigonometrischen Überlegungen beruhende, Tabelle.

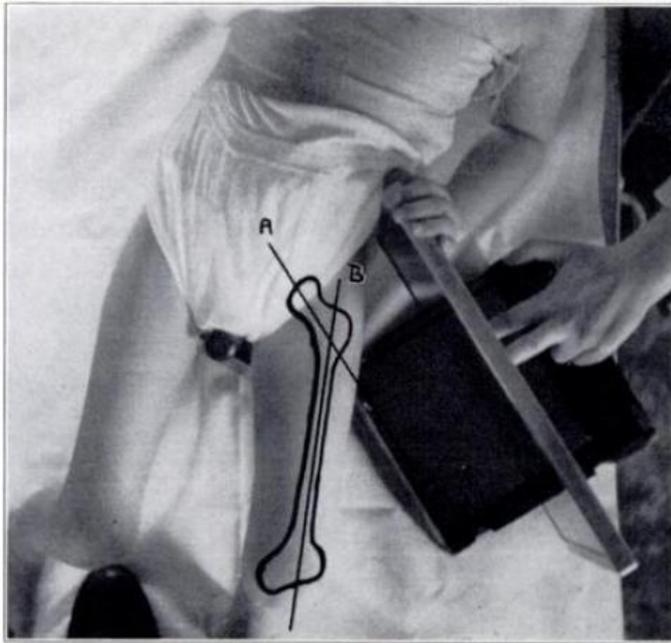


FIG. 6

Fig. 6: Parallel position of the cassette in relation to the long axis of the femoral neck.



FIG. 7

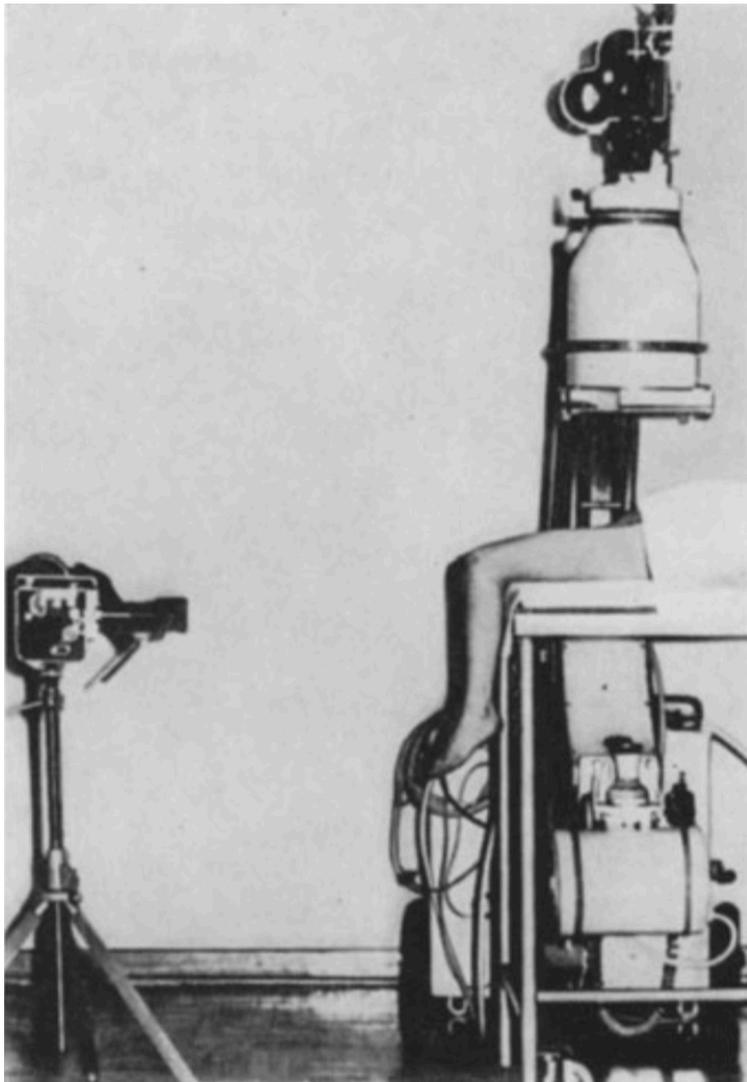
Fig. 7: This photograph illustrates the same parallel relationship in the model.

**Abbildung 17:** Lagerungstechnik nach Magilligan zur Anfertigung der Seitenaufnahme (vgl. Abb.-Vz.)

Die Intention Magilligans bei der Beschreibung seiner Methode bestand vor allem darin, die Anteversion anhand von Bildern zu bestimmen, welche in seinem Haus ohnehin standardmäßig angefertigt wurden, um die individuelle Beziehung von Hüftkopf und Acetabulum der Patienten genauer betrachten zu können. Durch die Verwendung dieser Bilder zur Antetorsionsbestimmung sollte den Patienten zusätzliche Strahlenbelastung erspart bleiben. Gleichzeitig ist gerade diese Lagerung aus heutiger Sicht unter dem Aspekt des Strahlenschutzes möglichst sparsam einzusetzen - insbesondere bei jungen Patienten - da ein Gonadenschutz hier aufgrund des Strahlenganges nicht verwendet werden kann (der Hüftkopf würde hierdurch im Bild abgedeckt werden).

## 1968: Schwetlick

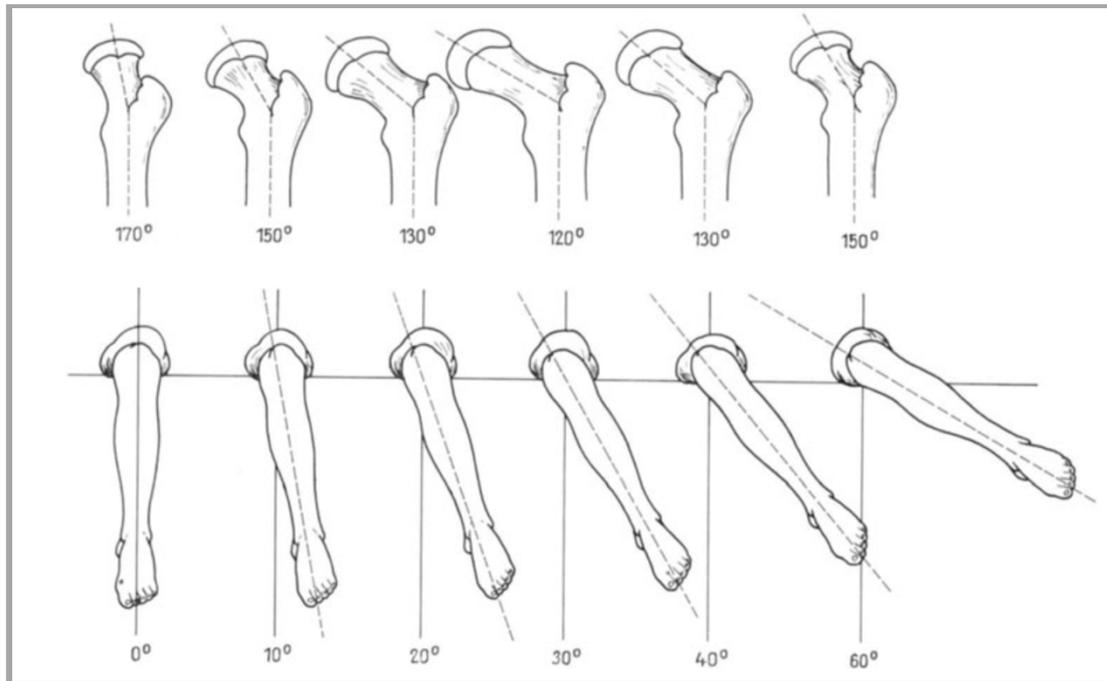
Die „kinematographische Methode“ zur Antetorsions- und CCDW-Messung nach Schwetlick beruht auf der synchronen Bildgebung in zwei Ebenen. Hierzu wird als zweites bildgebendes Verfahren die Filmaufnahme genutzt: Der Patient befindet sich in Rückenlage, die vom Röntgentisch hängenden Unterschenkel bewirken 90° Beugung in den Kniegelenken (vgl. Abb. 18).



**Abbildung 18:** Anordnung der Messung nach der kinematographischen Methode nach Schwetlick  
(vgl. Abb.-Vz.)

Unter (passiver) Femur-Rotation wird in der Röntgen-a.p.-Aufnahme der geringstmögliche CCDW eingestellt, welcher dem realen CCDW entspricht. Wie bei der Methode nach Rogers, wird die Antetorsion nun am Unterschenkel abgelesen: Der inferior-laterale Winkel des Unterschenkels entspricht der aktuellen Femur-

Innenrotation und somit der rotatorisch kompensierten Anteversion des Schenkelhalses (vgl. Abb. 19).



**Abbildung 19:** Korrelation von CCDW und Femurrotation nach Schwetlick (ebd.)

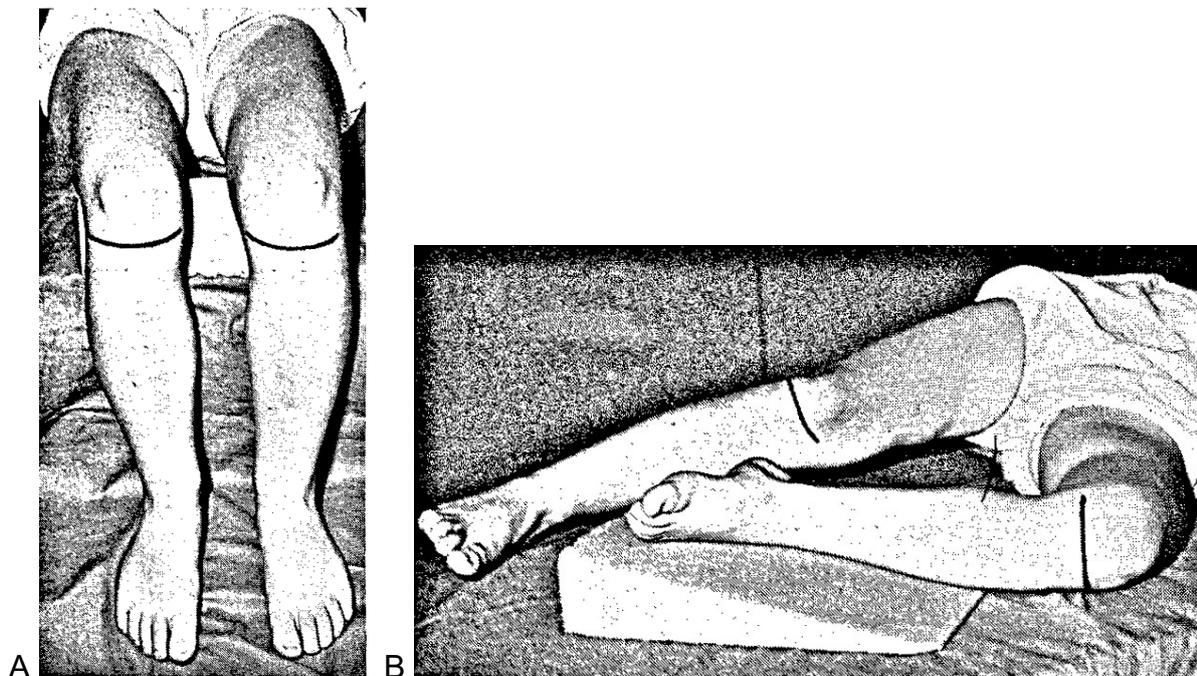
### **König: 1972**

Unter dem Titel „Eine praktische Methode zur röntgenologischen Bestimmung des Antetorsions- und Kollodiaphysenwinkels“ beschrieb G. König 1972, damals als Orthopäde am Uni-Klinikum Tübingen tätig, einen zeichnerischen Ansatz zur Ermittlung der realen ATW und CCDW.

Grundlage sind erneut zwei Röntgenaufnahmen (a.-p.- Beckenübersicht- und Seitenaufnahme des proximalen Femurs), wobei die Erstellung der Seitenaufnahme methodisch neu ist. Es werden, ähnlich wie bei Magilligan (1956), möglichst senkrecht zu einander stehende Röntgenbilder angestrebt, was durch die detailliert beschriebene spezielle Lagerungstechnik gewährleistet werden soll: Für die Beckenübersichtsaufnahme lässt der Patient in Rückenlage die Unterschenkel über die Kante des Röntgentisches hängen. Der Kniegelenkspalt des zu vermessenden Beines wird ventral angezeichnet – so ist kann die Lagerung kontrolliert werden und Rotationseinflüsse lassen sich minimieren. Die Kniegelenkspalte sollen möglichst horizontal ausgerichtet sein, ein kniegelenknahes Polster unter dem distalen Oberschenkel soll den dort schmaleren Weichteilmantel korrigieren. Ziel ist es, die

dorsale Unterkante des Trochanter major und die Kondylen-Hinterkanten auf dieselbe Höhe zu bringen. In dieser Lagerung erfolgt nun von oben die Beckenübersichtsaufnahme mit zentraler Ausrichtung des Röntgenstrahls über der Schambeinsymphyse.

Zur Erstellung der Seitenaufnahme liegt der Patient auf der Seite, das Hüftgelenk  $60^\circ$ , das Kniegelenk  $90^\circ$  gebeugt. Mittels eines Polsters unter dem distalen Unterschenkel wird der Kniegelenkspalt vertikal ausgerichtet, die Knie-Innenseite zeigt nach oben. Mit Einstellung des Röntgenstrahles auf Höhe des Adduktoren-Ursprungs wird die mediale Seitenaufnahme des proximalen Femurs durchgeführt. Letztlich kommt so eine unilaterale Ansicht zu Stande, wie sie auch Brandes (1921) und Meyer (1924) durch die Lorenzsche Primärstellung anstrebten.



**Abbildung 20:** Lagerung zur a.p.-Aufnahme (A) und Seitenaufnahme (B), je mit markiertem Kniegelenkspalt zur Lagerungskontrolle. (vgl. Abb.-Vz.)

Durch die jeweils penible Ausrichtung der Femurschaftachse soll die Übertragbarkeit der Achsenbegebenheiten im geometrischen Modell (vgl. Abb. 21) auf die Röntgenbilder erreicht werden.

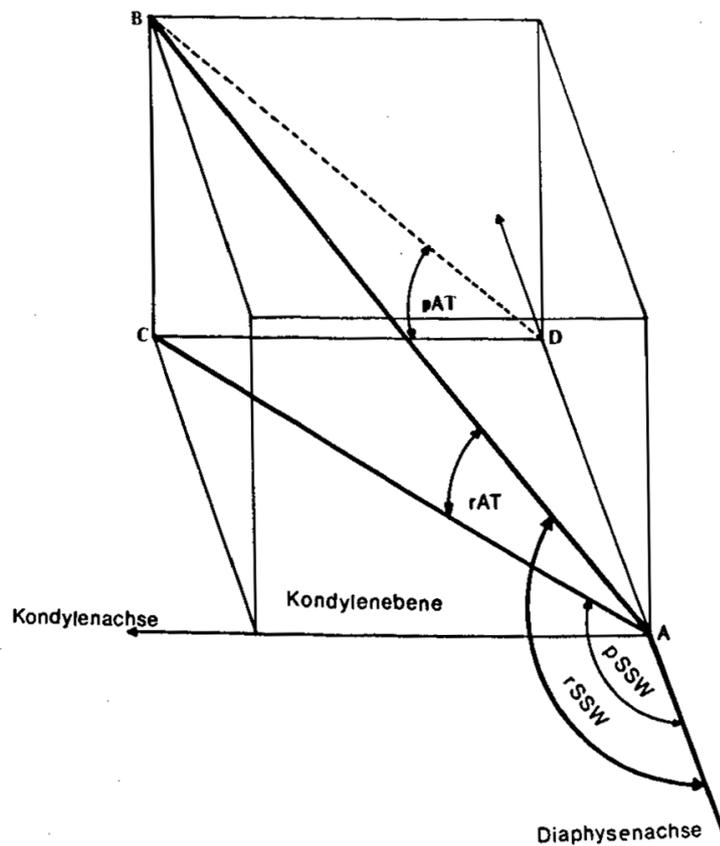
König nennt als Bedingungen hierfür:

”

- a) Das Femur muß in beiden Röntgenebenen Film-parallel liegen.
- b) Die Kondylenachse, markiert durch den Gelenkspalt, liegt auf der a.-p.-Aufnahme parallel zum Röntgenfilm.
- c) Auf der Seitenaufnahme steht sie senkrecht zur Filmebene und ist gegenüber der a.-p. Aufnahme um  $90^\circ$  verlagert.

”

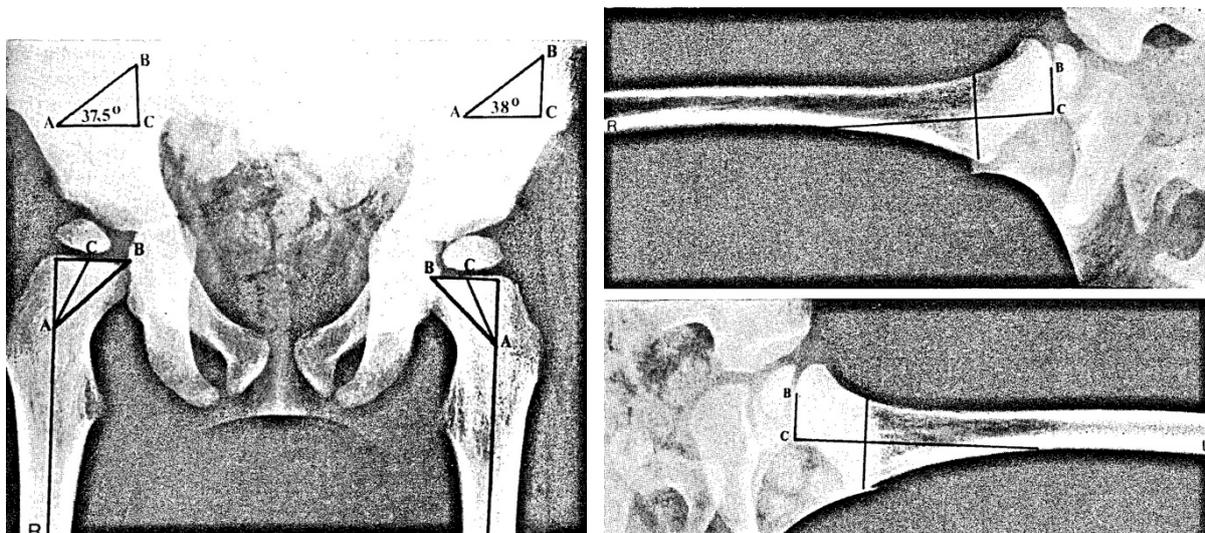
Königs geometrisches Modell stellt die Beziehungen zwischen der Schaft- und der Schenkelhalsachse im dreidimensionalen Raum dar (s. Abb. 21).



**Abbildung 21:** Der Punkt B entspricht dem Hüftkopfmittelpunkt, C dessen Projektion in der Kondylenebene bei der AP-Aufnahme. Die Strecke AB ist die tatsächliche Schenkelhalslänge, AC die projizierte. Analog steht der Winkel rSSW für den „realen Schenkelhals-Schaft-Winkel“. (vgl. Abb.-Vz.)

**Exkurs zur Methode:** Die entsprechenden Strecken werden nun auf das Röntgenbild übertragen und dort eingezeichnet. Die Strecke AC wird auf der a.-p.-Aufnahme, der Abstand der Hüftkopfmittle von der Diaphysenachse (die Strecke BC) auf der Seitenaufnahme markiert. Aus den beiden nun vorliegenden Seitenlängen und dem bekannten rechten Winkel bei C, welcher durch die Lagerung reproduziert wurde, kann der Winkel bei C im Dreieck ABC, also der reale ATW, trigonometrisch berechnet werden.

Zur Ermittlung des „reellen Schenkelhalschaftwinkels“ soll in der a.-p.-Aufnahme durch den Punkt C ein Lot auf die Diaphysenachse gefällt und über C hinaus verlängert werden. Vom Punkt A ausgehend, soll nun die Strecke AB mit einem Lineal so eingetragen werden, dass sie genau auf dem Lot endet. So würde der Punkt B bestimmt, der nötig ist, um den rSSW, also den Winkel zwischen der Strecke AB und der Diaphysenachse, zu bestimmen. König gibt jedoch nicht an, woher die Strecke AB bekannt sein soll. Sie könnte, so wie zuvor rAT, ebenfalls berechnet worden sein. Eine andere Möglichkeit wäre es, sie in der Seitenaufnahme anhand einer senkrecht auf der Diaphysenachse stehenden Hilfslinie oberhalb des Trochanter minor, welche den Beginn des Schenkelhalses markieren könnte, zu messen. In jedem Fall lässt sich der rSSW nach Einzeichnen dieser Strecke in die a.-p.-Aufnahme einfach messen.



**Abbildung 22:** Messmethode der proximalen Femurwinkel nach König. (vgl. Abb.-Vz.)

König beschreibt eine vergleichsweise leicht anwendbare Methode, die ohne Tabellen und Winkelbestimmungskurven auskommt. Die Methode ist – bis auf die Bestimmung der realen Schenkelhalslänge (Strecke AB) – verständlich und nachvollziehbar. Problematisch ist, wie bei allen bisherigen Methoden mit Abbildung des proximalen Femurs, die Festlegung der Diaphysenachse in beiden Aufnahmen,

da diese nur über das obere Drittel des Femurs erfolgen kann, was nicht der heute gängigen Definition der Schaftachse entspricht.

König gibt an, dass – nach seinen experimentellen Ergebnissen - mehrere Autoren, darunter Leger, Dunlap, und Rippstein, mit ihren Methoden „nicht den wirklichen, anatomischen Antetorsionswinkel, sondern einen projizierten Winkel in der Frontalebene“ messen würden. Dies sei für die starke Abweichung der rATW nach seiner Methode gegenüber der von Rippstein verantwortlich ( $37,2^\circ$  und  $37,6^\circ$  nach König gegenüber  $61,0^\circ$  und  $61,5^\circ$  nach Rippstein). Der von König angegebene Vergleich seiner Ergebnisse mit denen nach Rippsteins Methode umfasst lediglich den einen im Artikel genannten Patienten. Auch die Wahl dieses Patienten - ein dreijähriger Junge - erscheint aufgrund der, die Messung erschwerenden, unausgereiften Anatomie (offene Epiphysenfugen, großer CCDW) nicht repräsentativ. Weitere Auswertungen seiner Ergebnisse fanden sich weder beim Autor noch in der Literatur.

## 2.2. Tomographische Methoden

Beschreibungen der Antetorsionsmessung mittels computertomographischer Schnittbildgebung finden sich ab den 1960er-Jahren (vgl. Tab. 2). Mit der neuen Technik lässt sich erstmals ein grundlegender Durchbruch erzielen: Die Antetorsion lässt sich nun direkt messen - der CCDW ist mit der neuen Technik nicht mehr nötig. Die Messung kann sich stattdessen in den axialen Schichten an den Femurkondylen (posteriore Kondylenlinie) als Referenz orientieren.

Auf Höhe des proximalen Femurs wird dabei jeweils die passende Schicht zur Bestimmung des Hüftkopfzentrums und der Schenkelhalsmitte gewählt. Seither und bis heute gilt diese Methode der Messung im CT als Goldstandard der ATW-Bestimmung<sup>13</sup>. Sie wird als rein transversale Messung bezeichnet und am

---

<sup>13</sup> Strecker et al. 1997; Thaller et al. 2005; Tomczak et al. 1997.

häufigsten als die von Waidelich et al. beschriebene „Ulmer Methode“<sup>14</sup> angewendet.

**Tabelle 2:** Beschreibungen zur ATW-Messung in CT und MRT<sup>15</sup>

Studien zur tomographischen Antetorsionsmessung
Bernageau, Bourdon (1968)
Gelberman et al. (1986, 1987)
Hernandez et al. (1981)
Mahboubi, Horstmann (1986)
Peterson et al. (1981)
Reikerås et al. (1983)
Reikerås, Høiseth (1989)
Takai et al. (1985)
Weiner et al. (1978)
Widjaja et al. (1985)

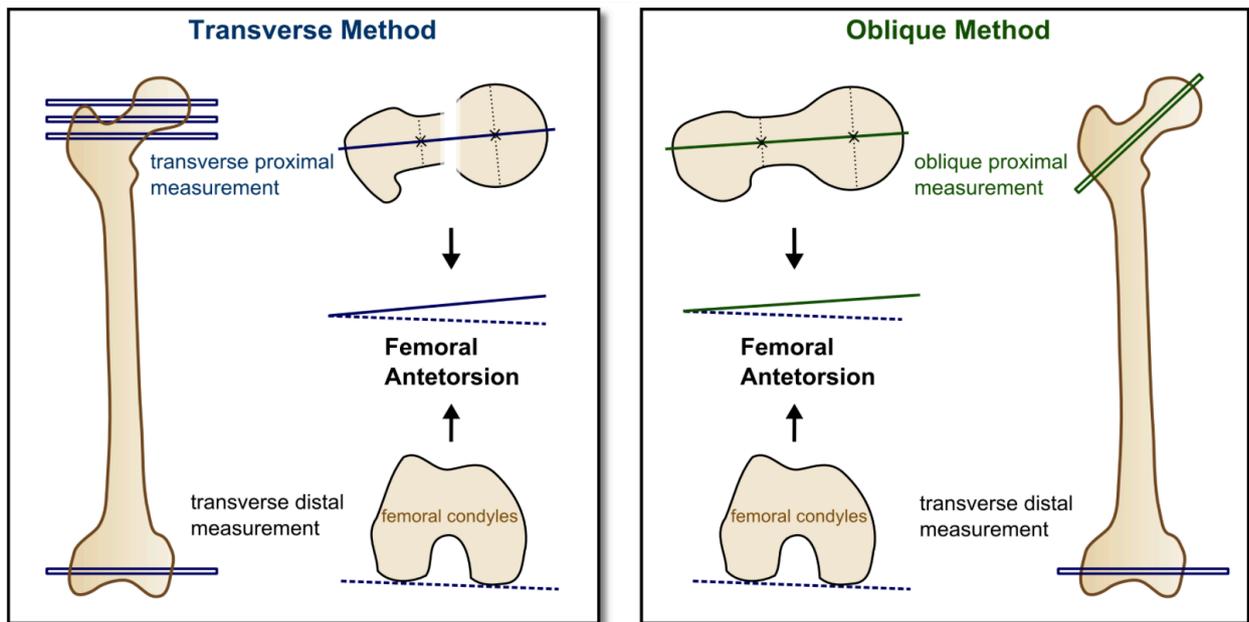
Von einigen Autoren wurde auch eine schräg-transversale Variante beschrieben (s. Abb. 23). Voraussetzung für diese seltener angewandte Methode ist ein entsprechendes Bildprotokoll des CT-/MRT-Systems, das die Erstellung der schrägen Schichten unterstützt. Der Vorteil daran ist die Darstellbarkeit von Hüftkopfbereich und Schenkelhalsmitte in einer gemeinsamen Schicht. Die Werte der so gemessenen ATW sind laut einer jüngeren Studie von Sutter et al.<sup>16</sup> jedoch signifikant geringer (um durchschnittlich etwa 3,5°) als die der klassischen Methode und müssen daher zur Vergleichbarkeit mit rein transversalen Messungen umgerechnet werden. Daher ist weiterhin die klassische transversale Messmethode im CT die am weitesten verbreitete.

---

<sup>14</sup> Waidelich, Strecker, and Schneider 1992.

<sup>15</sup> Bernageau and Bourdon 1968; Gelberman et al. 1987; Hernandez et al. 1981; Mahboubi and Horstmann 1986; Peterson et al. 1981; Reikerås, Bjerkreim, and Kolbenstvedt 1983; Reikerås and Høiseth 1989; Takai et al. 1985; Waidelich, Strecker, and Schneider 1992; Weiner et al. 1978; Widjaja et al. 1985.

<sup>16</sup> Sutter et al. 2015.



**Abbildung 23:** Klassische transversale und schräg-transversale Messmethode zur tomographischen ATW-Bestimmung. (vgl. Abb.-Vz.)

Mit Aufkommen der MRT-Messung der Antetorsion befassen sich einige Studien auch mit deren Genauigkeit und, angesichts der somit vorhandenen Vielzahl an Messmethoden, vergleichend mit den Genauigkeiten der unterschiedlichen Verfahren<sup>17</sup>.

Botser et al. verglichen die Antetorsionsmessung mittels CT und MRT an 129 Hüften vor Arthroskopie bei nicht arthritischen Verletzungen. Sie stellten bei hoher Interobserver-Korrelation und hoher Korrelation der Antetorsionswerte zu einander ( $r = 0.80$ ,  $P < 0,001$ ) fest, dass die Werte der CT-Messung in fast allen Fällen (96%) signifikant größer waren (im Schnitt um  $8,9^\circ$ ), als die Werte der MRT-Messung.

Guenther et al. kommen zu einem ähnlichen Ergebnis. Bei deutlich geringerer Fallzahl stellten sie einen noch etwas höheren Unterschied zwischen beiden Methoden fest. Sie verglichen anhand von 37 Kinderhüften vor Rotationsosteotomie MRT-, CT-, und Ultraschallmessung miteinander. Sie fanden eine hohe Korrelation der Messergebnisse zu einander, aber deutliche Unterschiede der absoluten Messwerte (Durchschnittswerte CT  $34,0^\circ$ , MRT  $23,3^\circ$ , US  $25,6^\circ$ ).

<sup>17</sup> Botser et al. 2012; Guenther et al. 1995; Koenig, Pring, and Dwek 2012; Kulig et al. 2010; Mootha et al. 2010; Tomczak et al. 1997; Sutter et al. 2015.

Auch Tomczak et al. berichten in ihrer Untersuchung von 19 Kindern und 25 Erwachsenen durchschnittlich  $>10^\circ$  bzw.  $6^\circ$  Unterschied zwischen CT- und MRT-Messungen.

Die gute Korrelation zwischen MRT und Ultraschall bei Guenther et al. hingegen bestätigen auch Kulig et al. 15 Jahre später. Sie untersuchten 28 Personen mit beiden Methoden und fanden mit durchschnittlich  $19,0^\circ$  (MRT) bzw.  $20,7^\circ$  (US) Antetorsion eine hohe Übereinstimmung zwischen diesen.

Guenther et al. und Mootha et al. betonen, trotz der von der CT-Messung deutlich abweichenden Werte, die Bedeutung des MRT zur strahlungsfreien Antetorsionsmessung in der pädiatrischen Diagnostik.

Die aktuelle Studienlage legt also, obwohl die CT-Messung nach wie vor am häufigsten zur Antetorsionsmessung verwendet wird, eine hohe Übereinstimmung von Ultraschallmessung und MRT-Messung nahe, während beide Methoden deutlich geringere Werte als die rein transversale CT-Messung liefern. Studien zum Vergleich der drei Methoden mit der physikalischen Messung konnten nicht gefunden werden, jedoch kommen Miller et al.<sup>18</sup> zum Ergebnis, dass die Werte der physikalischen Messung zwischen denen von CT und Ultraschall liegen.

### **2.3. Sonographische Methoden**

Die sonographische Antetorsionsmessung hat sich im klinischen Alltag nicht durchgesetzt, wohl nicht zuletzt aufgrund der hohen Anforderung an die Routine des Untersuchers<sup>19</sup>. Entsprechende Beschreibungen der Technik finden sich ab den frühen 1980er Jahren (vgl. Tab. 3).

---

<sup>18</sup> Miller et al. 1993.

<sup>19</sup> Kulig et al. 2010.

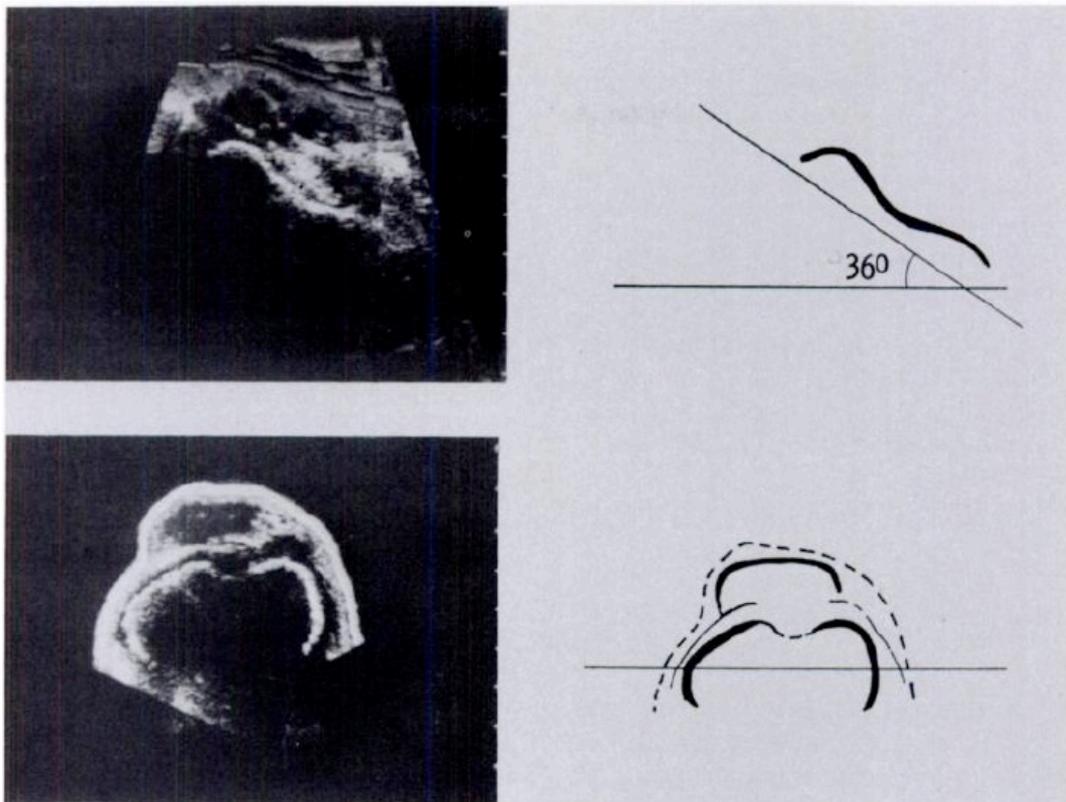
**Tabelle 3:** Beschreibungen der ATW-Messung mittels Ultraschall <sup>20</sup>.

Studien zur sonographischen Antetorsionsmessung
Berman (1987)
Keppler et al. (1999)
Lausten (1989)
Miller et al. (1993)
Moulton, Uphadhyay (1982)
Phillips et al. (1985)
Terjesen (1990)
Upadhyay (1987)
Zarate et al. (1983)

Die früheste Beschreibung der sonographischen Messmethoden stammt von Moulton und Uphadhyay (1982). Ihre Technik gleicht grundsätzlich der axialen Röntgenmessung und der schräg transversalen Variante der bereits genutzten CT-Messung. Sie wird folgendermaßen beschrieben: Der Patient befindet sich in Rückenlage, die Beine liegen „neutral rotiert“, wozu auf nicht näher beschriebene Weise der obere Patellarand als Referenz genutzt wurde. Es folgt die Darstellung der Kondylenebene etwa 2,5 cm oberhalb des Kniegelenkspaltes und eine zweite Abbildung auf Höhe des Trochanter major entlang des Schenkelhalses. Der ATW wird dann durch Subtraktion der Winkel von „interkondylärer Ebene“ und Schenkelhalsachse ermittelt (vgl. Abb. 24).

---

<sup>20</sup> Berman, Mitchell, and Katz 1987; Keppler et al. 1999; Lausten, Jørgensen, and Boesen 1989; Miller et al. 1993; Moulton and Upadhyay 1982; Phillips et al. 1985; Terjesen and Anda 1990; Upadhyay et al. 1987; Zarate, Cuny, and Sazos 1983.



**Abbildung 24:** Antetorsionsmessung nach Moulton und Upadhyay mittels Messung der Basislinie auf Kondylenebene und der Schenkelhalsachse. (vgl. Abb.-Vz.)

Die Studie vergleicht im experimentellen Teil unter anderem die Ultraschallmessung mit der direkten ATW-Messung am anatomischen Präparat anhand von 30 Trockenpräparaten. Der ATW betrug in der direkten Messung durchschnittlich  $15,4^\circ$  ( $0-36^\circ$ ). Die Messungen mit Angabe von ganzen Gradzahlen waren laut den Autoren mit beiden Messmethoden bei allen Femora exakt gleich, bis auf ein einziges Präparat, das eine Abweichung um  $1^\circ$  aufwies. Die Ergebnisse wirken erstaunlich exakt, wobei methodische Qualitätsmerkmale (Verblindung, unabhängige Untersucher, intra- und interobserver-Korrelation, standardisierte Messmethode) nicht erwähnt werden.

Miller et al. kommen zu einem anderen Ergebnis. Sie vergleichen in ihrer Studie von 1993 <sup>21</sup> an 24 ungepaarten Leichenfemora die Ultraschall-Messung (simulierter Weichteilmantel), CT-Messung, und Direktmessung (Methode von Kingsley und

---

<sup>21</sup> Miller et al. 1993.

Olmsted<sup>22</sup>) der Antetorsion. Sie kommen, in Übereinstimmung mit mehreren zuvor genannten Arbeiten (vgl. S. 34 f.) zu dem Ergebnis, dass die Messung im Ultraschall etwa 10° größere ATW ergibt als die CT-Messung. Dabei liegen ihrer Untersuchung nach beide Methoden etwa gleich weit (5°) von den Ergebnissen der physikalischen Messung am Präparat entfernt.

Eine deutliche Verbesserung der Messgenauigkeit berichten Keppler et al.<sup>23</sup>. Durch die Kombination eines Ultraschallkopfes mit Ortungssensoren und eines lokalen Koordinatensystems, welches als räumliche Referenz an der Tibia des Patienten erzeugt wird, werden Lagerungs- und Bewegungseinflüsse auf die Messung minimiert. Für je 50 Kinder und 50 Erwachsene wurden die intraindividuellen Abweichungen der Torsionswinkelbestimmung zwischen linker und rechter Seite mit CT und Ultraschallmessung ermittelt. Die Abweichungen zwischen beiden Methoden betragen in beiden Patientengruppen am Femur weniger als 1°.

### **3. Ergebnisse zur Rotationsabhängigkeit von Schenkelhalsneigung und Antetorsion in der Literatur**

Es konnten keine Studien gefunden werden, die das Verhalten von CCDW oder MPFA unter Rotationseinfluss direkt miteinander vergleichen oder aus mathematischer Sicht untersuchen. Zwei Studien haben sich mit dem Einfluss von Rotation und Torsion auf die Projektion des proximalen Femurs beschäftigt.

Kay et al.<sup>24</sup> haben eine Studie zum CCDW mit einem einzelnen Trockenpräparat unter verschiedenen Projektionen durchgeführt. Sie kamen zum Schluss, dass schon 7° Rotation eine Änderung des gemessenen CCDWs von > 10° verursachen können. Somit würde ein durchschnittlich konfiguriertes Femur mit einem ATW von etwa 14° ohne Ausgleich der Antetorsion bereits eine klinisch relevante Abweichung in der Messung verursachen. Der Einfluss auf die Messung des MPFA wird von Kay et al. nicht untersucht.

---

<sup>22</sup> Kingsley and Olmsted 1948.

<sup>23</sup> Keppler et al. 1999.

<sup>24</sup> Kay, Jaki, and Skaggs 2000.

Die Autoren der Studie sind am Children's Hospital Los Angeles tätig und veröffentlichten im Jahr 2000 ihre Ergebnisse zur Rotationsabhängigkeit des gemessenen wie auch berechneten Schenkelhals-Schaft-Winkels. Die grundlegende Methodik der Arbeit hat das Ziel, die Zuverlässigkeit des radiographisch in verschiedenen Rotationspositionen des Femurs gemessenen CCDWs zu beurteilen, indem man die Messung mit dem berechneten Ergebnis für die jeweilige Position vergleicht.

Dazu wurde ein Leichenfemur mit tatsächlichem CCDW/ATW von 120°/12° gewählt - Werte, die dem durchschnittlichen Femur eines Erwachsenen (130°/14°) relativ nahekommen. Als Modell für die mathematische Vorhersage des projizierten CCDWs diente die Gleichung

$$\text{„NSAp} = 180^\circ - (180^\circ - \text{NSAo}) \times \cos(\text{Rot} + \text{FNA}) \text{“}.$$

„NSAo“ bezeichnet dabei den tatsächlichen CCDW, „FNA“ (Femur neck antetorsion) den realen ATW. Der jeweilige positionsbedingte, über die Antetorsion hinausgehende Rotationseinfluss wird mit „Rot“ bezeichnet.

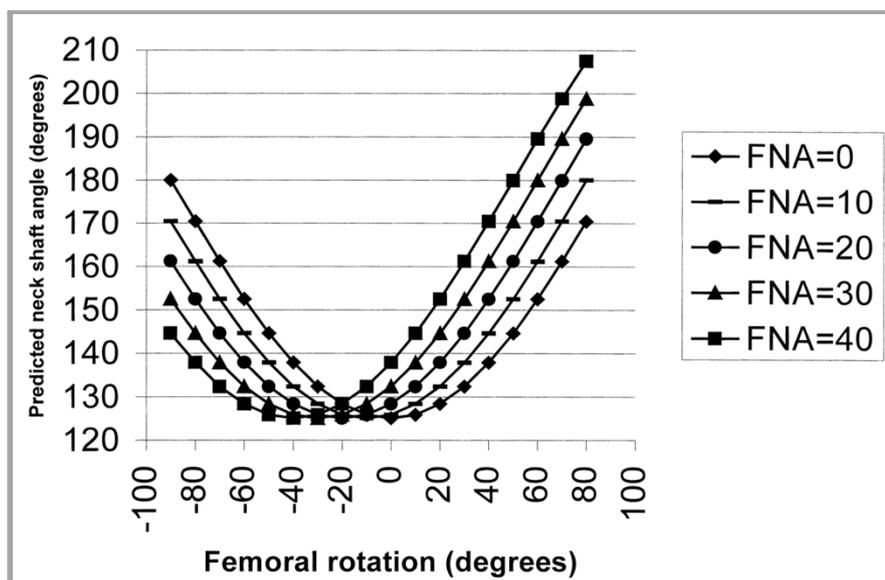
Nun wurde der projizierte CCDW („NSAp“) in 10°-Intervallen zwischen 90° Innen- und 70° Außenrotation sowohl mittels a.p.-Röntgen gemessen als auch mittels Berechnung bestimmt.

Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass die Messung auf einem a.p.-Röntgenbild für die meisten Rotationsstellungen, ausgenommen extreme Positionen ab 80° Außenrotation, stark mit dem mathematischen Modell korreliert ( $r=0,94$ ). Dabei lagen die gemessenen Werte stets leicht unterhalb der berechneten Werte, also näher am realen CCDW. Zum anderen wurde die klinische Relevanz der Abweichung der gemessenen Ergebnisse von den berechneten, hier als  $\geq 10^\circ$  definiert, untersucht. Dies ergab, dass das Femur in einem Bereich von 100° (zwischen 70° Innen- und 30° Außenrotation) positioniert werden konnte, ohne eine klinisch relevante Abweichung von der Berechnungsmethode des pSSW zu provozieren. Da große reale ATW am Femur eine größere Innenrotation erfordern, um diese zu neutralisieren, wird in solchen Fällen lediglich das 100°-Validitätsintervall entsprechend Richtung Innenrotation verschoben.

Die Studie zeigt einen engen Zusammenhang zwischen radiographischer Messung des pCCDW und dessen Berechnung durch ein mathematisches Modell. Die verwendete mathematische Formel wird jedoch nicht erläutert oder hergeleitet. Eine

entsprechende Anfrage beim korrespondierenden Erstautor blieb unbeantwortet.

Zum anderen zeigt die Arbeit - auch wenn ihr Fokus nicht darauf liegt - dass zwischen tatsächlicher Femurgeometrie und den durch Rotationseinflüsse verfälschten, radiographisch messbaren Winkeln, je nach Grad der Rotation erhebliche Unterschiede entstehen können. Demnach bewirkt eine Außenrotation von 20° bei einem etwa durchschnittlich beschaffenen Femur von 125° CCDW und 20° ATW bereits eine Verfälschung des messbaren pCCDW auf ca. 138°, also um 13°.



**Abbildung 25:** Der projizierte CCDW als Funktion der Rotation. Femur mit 125° rCCDW, rATW zwischen 0° und 40°. (vgl. Abb.-Vz)

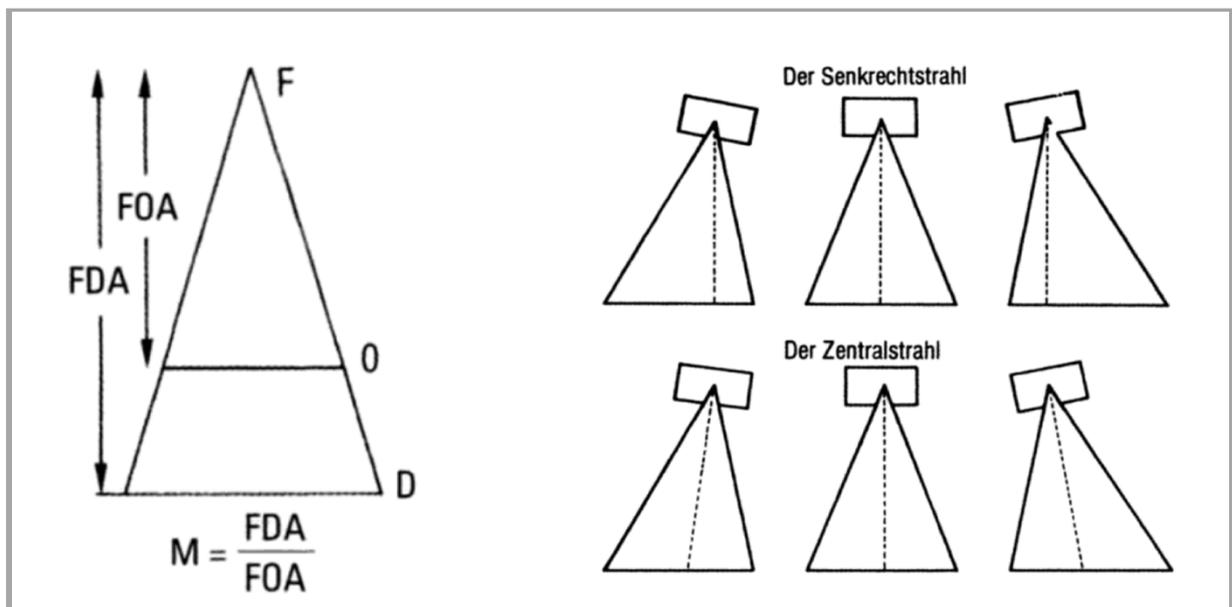
Monazzam et al.<sup>25</sup> haben eine Studie mit ähnlichem Versuchsaufbau und einem einzelnen Leichenfemur durchgeführt. Der Schwerpunkt der Arbeit lag jedoch auf der Beziehung von Acetabulum zu proximalem Femur unter Rotationseinfluss, nicht auf der Schenkelhalsneigung. Der CCDW war nicht Gegenstand der Untersuchung. Sie stellten einen linearen Zusammenhang zwischen Rotation und projiziertem MPFA fest.

---

<sup>25</sup> Monazzam et al. 2012.

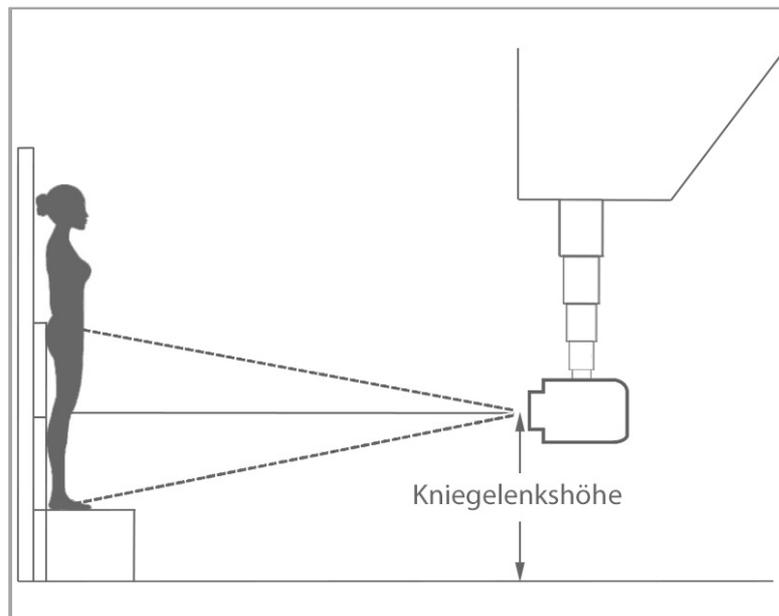
## 4. Physikalische Grundlagen und aktuelle Praxis der Röntgen-Bildgebung

Die physikalischen Prinzipien, die für die Entstehung eines Röntgenbildes gelten, werden durch die Gesetze der Zentralprojektion beschrieben (vgl. Abb. 26). Vom Fokus F ausgehend, breiten sich die Strahlen divergierend aus und durchdringen das Objekt O, wobei ihre Intensität unterschiedlich abgeschwächt wird. Das resultierende Strahlenbild wird hinter dem Objekt vom Detektor D aufgenommen. Über den Film-Detektor-Abstand und den Film-Objekt-Abstand lässt sich der Vergrößerungsfaktor M bestimmen. Der Film-Detektor-Abstand bezieht sich immer auf den Zentralstrahl, nicht den Senkrechtstrahl.



**Abbildung 26:** Projektionsdarstellung im Röntgen und Vergrößerungsfaktor M. (vgl. Abb.-Vz.)

Bis vor wenigen Jahren wurden zur Erstellung eines Ganzbeinröntgens in den meisten Fällen einander knapp überschneidende oder aneinander anschließende Röntgenplatten so angeordnet, dass sie hinter dem Patienten eine geschlossene Fläche bildeten. Es erfolgte dann nur eine einmalige Bestrahlung des gesamten Bildbereiches von Interesse (region of interest), mit neutral, d.h. lotrecht ausgerichteter Röhre und dem Zentralstrahl auf Höhe des Kniegelenkes (vgl. Abb. 27).

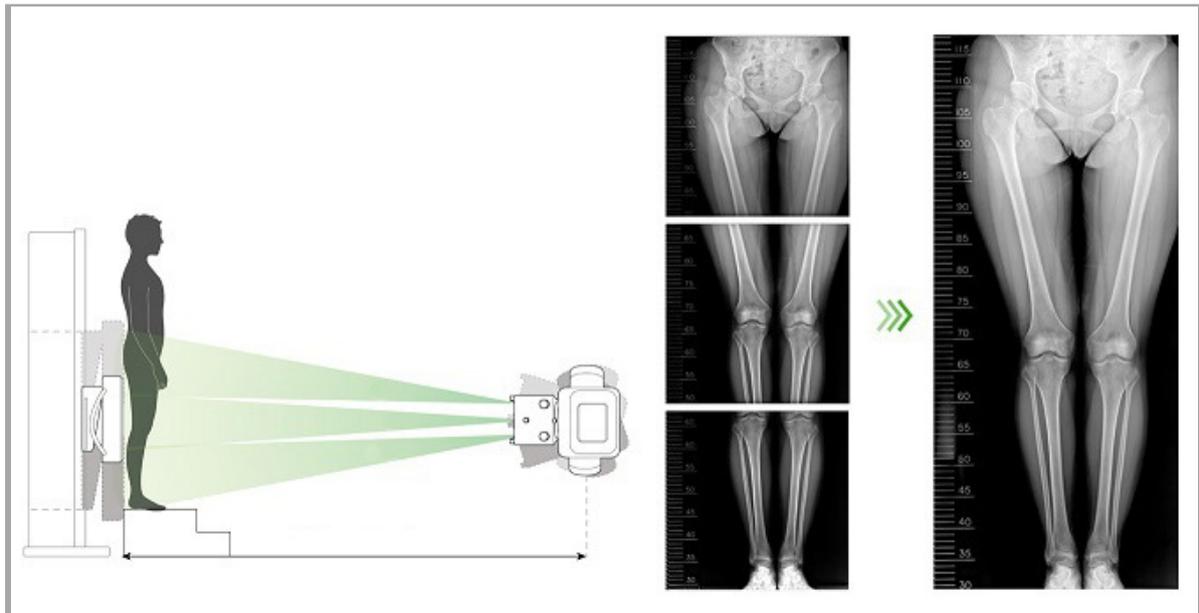


**Abbildung 27:** Ganzbeinröntgen der gesamten region of interest in Einzelbestrahlungstechnik.

(Grafik: vom Autor erstellt.)

Nach dem Isometrie-Gesetz (2. Abbildungsgesetz) kommt es hier bei parallel zum Film angeordnetem Objekt zur gleichen Vergrößerung für alle Bildanteile und daher mit zunehmender Nähe zu den Bildrändern auch zu zunehmendem Parallaxenfehler (3. Abbildungsgesetz) im Sinne einer exzentrischen Verzerrung.

Maßnahmen zur Verringerung dieses Abbildungsfehlers sind eine Erhöhung des FDA, eine Verringerung des ODA, und eine Aufteilung auf mehrere Einzelaufnahmen, so dass jeweils nur die zentrumsnäheren Bereiche mit geringem Parallaxenfehler eines Bildes verwertet werden. Während die beiden erstgenannten Maßnahmen in der Regel räumlich, bzw. anatomisch bedingt nur eingeschränkt umsetzbar sind, ist die Zusammensetzung einer langen Röntgenaufnahme (full leg / full spine radiograph) aus einander vertikal überlappenden Einzelaufnahmen mittlerweile weit verbreitet. Diese werden anhand eines röntgendichten Gitters und / oder anatomischer Strukturen auf dem Bildausschnitt anschließend von der Software der zugehörigen Arbeitsstation automatisch zusammengefügt („stitching“). Somit wird der Parallaxenfehler in der Vertikalen verringert.



**Abbildung 28:** Mehrere Einzelaufnahmen mit unterschiedlichen Röhrenneigungen in unterschiedlicher Höhe. Der Detektor hinter dem Patienten positioniert sich entsprechend. Mittels stitching fügt die Bildsoftware die Aufnahmen zur Ganzbeinaufnahme zusammen. (vgl. Abb.-Vz.)

Die an der Chirurgischen Klinik Innenstadt der LMU München aktuell verwendete Röntgenanlage (Agfa Health Care DX-D 600) arbeitet mit einer Kombination aus Höhenänderung und Winkeländerung der Röntgenröhre (vgl. Abb. 28), um die verschiedenen Bildausschnitte einzustellen. Je nach vertikaler Ausdehnung der region of interest, bzw. abhängig von der Patientengröße, werden die Parameter vom System berechnet, die Röhre wird anhand der berechneten Werte automatisch im Raum positioniert, und es werden je nach Höhe des Bildausschnittes drei oder vier Bilder angefertigt. Durch die Neigung der Röhre kommt es zudem zu einer Zunahme der FDA, die sich in der Größenordnung von etwa +1 bis +10 cm bewegen. Folgende Parameter kommen zum Einsatz:

- FDA: 200cm
- FOA: in Abhängigkeit der Patientenpositionierung etwa 170 cm
- Bildanzahl: 3 Bilder á 43 x 43 cm, ggf. ein weiteres Bild auf Höhe der Sprunggelenke á 27 x 43 cm
- Bildüberlappung: 7 cm.

## C) Studie

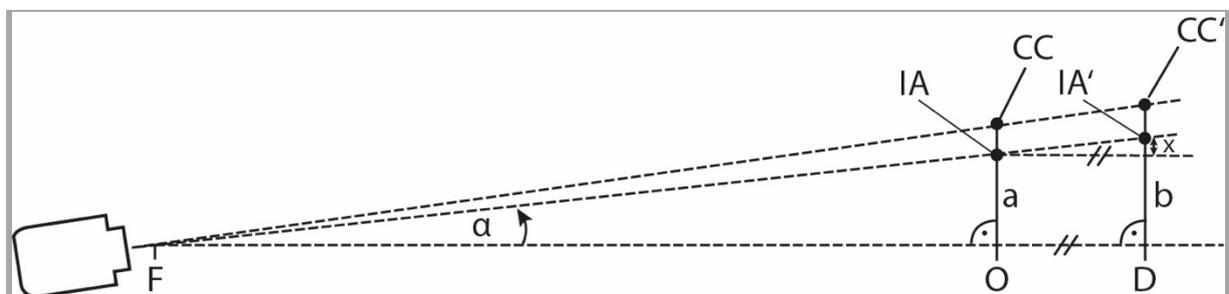
### 1. Material und Methoden

#### 1.1. Berechnung der Parallaxenfehler und Erstellung Mathematischer Modelle

##### 1.1.1. Längs-, Quer-, Gesamt-Parallaxe

Da die aktuelle Praxis der Röntgen-Bildgebung die radiologischen Auswertungen direkt beeinflusst, wurden zunächst die immanenten Effekte dieser Praxis genauer betrachtet. Hier spielen neben den Rotations-Effekten in erster Linie Parallaxen-Effekte eine Rolle. Diese entstehen dadurch, dass die für die Messungen relevanten anatomischen Fixpunkte (Hüftkopf-Zentrum, Intersektionspunkt der Achsen, Trochanter major-Spitze) in einer oder beiden Ebenen außerhalb des Zentrums des Strahlengangs und des Detektors, bzw. der Abbildung liegen. Dies führt bei divergierendem Strahlengang (bedingt durch die Röntgendiode als punktförmige Strahlenquelle) zu einer exzentrischen Projektion dieser Punkte.

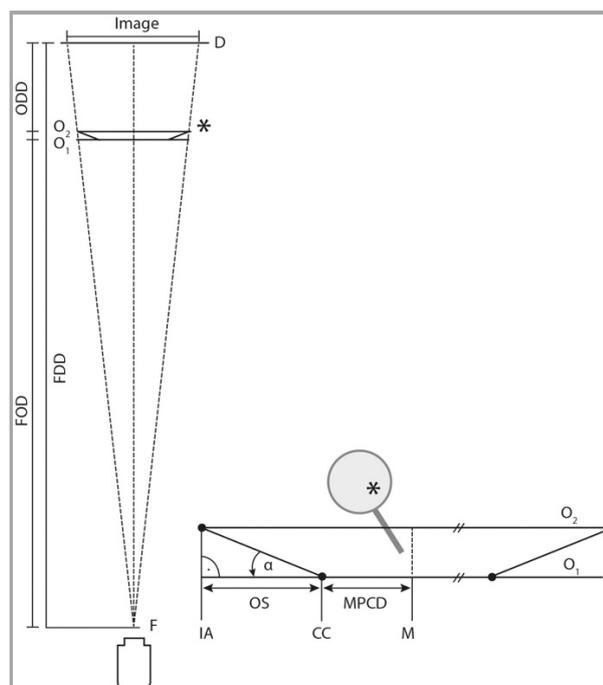
Es wurde zunächst die Projektion in seitlicher Ansicht (zur Vereinfachung mit neutraler Anteversion) nachvollzogen. Das Hüftkopf-Zentrum liegt höher als der Intersektionspunkt der Achsen, die Strecke zwischen diesen Punkten unterliegt bei punktförmiger Strahlenquelle dem Vergrößerungseffekt. So kommt es zu einer Längs-Zerrung des projizierten Bildes, die Schenkelhälse erscheinen auf dem Projektionsbild steiler. Die Schenkelhalsneigung wird größer dargestellt, als sie ist (**Längs-Parallaxe**).



**Abbildung 29** : Strahlengang von der Seite und Entstehung der Längsparallaxe. (Abkürzungen: Fokus F, Röhrenneigungswinkel  $\alpha$ , Intersektionspunkt der Achsen, Caput Centrum CC, und entsprechende Projektionen; Hilfsstrecken:  $b=a+x$ . (©LMU)

Die Neigung der Röntgenröhre mit von unten kommendem Zentralstrahl verstärkt diesen Effekt. Die Neigung der Röhre im obersten von vier Bildern betrug bei den beobachteten Messungen etwa  $13^\circ$ , wobei die Trochanteren etwa auf mittlerer Höhe des Einzelbildes dargestellt wurden.

Dementsprechend folgte die Betrachtung der Projektion in vertikaler Ansicht. Die Schenkelhäse mit den genannten anatomischen Fixpunkten liegen auch hier außerhalb des auf die Beckenmitte ausgerichteten Zentralstrahls (**Quer-Parallaxe**). Der Abstand des Hüftkopfzentrums zur Beckenmitte beträgt durchschnittlich etwa  $11,75\text{ cm}$ <sup>26</sup>. Die Intersektionspunkte der Achsen liegen weiter von der Beckenmitte, d.h. vom Zentralstrahl entfernt als die Hüftkopf-Zentren (Offset), und werden somit in der Projektionsabbildung weiter exzentrisch verlagert. Dadurch wird die Schenkelhalsneigung geringer dargestellt, als sie ist.



**Abbildung 30** : Strahlengang von oben und Entstehung der Quer-Parallaxe. Vergrößerung auf Höhe der Objektebenen. (Abkürzungen: Fokus F, ATW  $\alpha$ , Intersektionpunkt der Achsen IA, Caput Centrum CC, Beckenmitte M, Offset OS, Mitte-Pelvis-Caput-Distanz MPCD, Objektebenen O1 / O2, Detektorebene D, Film-Detektor-Distanz FDD, Film-Objekt-Distanz FOD, Objekt-Detektor-Distanz ODD. (©LMU)

<sup>26</sup> Bouffard et al. 2012.

Zusammenfassend lässt sich also feststellen: Längs- und Querparallaxe arbeiten gegeneinander, so dass die Summe der aus beiden Phänomenen resultierenden Fehler geringer ist als jeder einzelne.

Die Größe der Gesamtparallaxe wurde anhand typischer Werte des Ganzbeinröntgens an der chirurgischen Klinik Innenstadt der LMU München quantifiziert. Dabei wurden folgende Parameter beobachtet und vorausgesetzt:

- Fokus-Detektor-Abstand: 200 cm
- Fokus-Objekt-Abstand: 170 cm
- Röhrenneigung:  $10^\circ$
- Offset: normwertig, 42 mm<sup>27</sup>
- Abstand Beckenmitte-Hüftkopfzentrum (Mid pelvis-caput distance): normwertig, 11,75 cm (Quelle: vgl. Abschnitt Querparallaxe)
- CCDW: normwertig,  $130^\circ$  (vgl. 1. Relevante Parameter am proximalen Femur)
- Eine sich aus diesen Angaben berechnete vertikale Distanz zwischen Intersektionspunkt der Achsen und Hüftkopfzentrum von 35,2 mm.

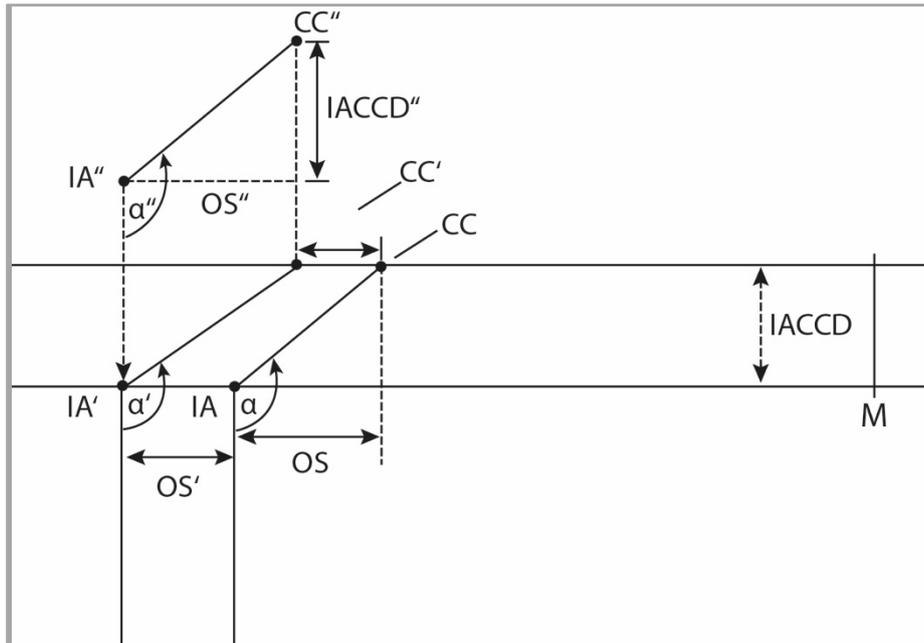
Bei o.g. Parametern lässt sich der Einfluss der Parallaxen für ein neutral eingestelltes Femur ohne Rotationseinflüsse wie folgt berechnen:

- Realer CCDW von  $130,0^\circ$
- bedingt durch die Quer-Parallaxe als Winkel von  $125,4^\circ$  abgebildet
- durch die Längsparallaxe wiederum auf  $129,9^\circ$  vergrößert.

Die beiden Phänomene heben einander hier also fast vollständig auf, der Effekt der Gesamtparallaxe zeigt sich vernachlässigbar gering (vgl. Abb. 31).

---

<sup>27</sup> Lecerf et al. 2009.

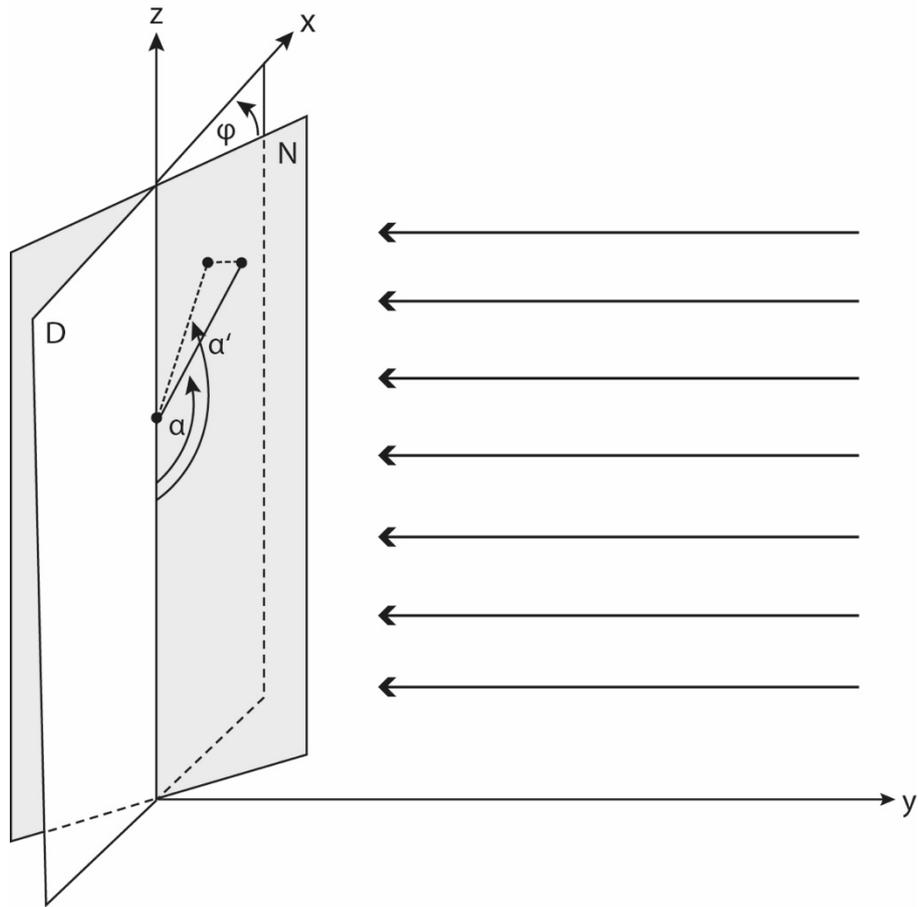


**Abbildung 31:** Gesamtparallaxe als Summe von Längs- und Querparallaxe. (Abkürzungen: Caput Centrum CC, Intersektionspunkt der Achsen IA, Intersektionspunkt der Achsen-Caput Centrum-Distanz IACCD, ATW  $\alpha$ , Beckenmitte M, Offset OS, und entsprechende Projektionen. (©LMU)

Nachdem der Einfluss der Gesamtparallaxe sich als vernachlässigbar gering erwies, kann in den mathematischen Modellen die Vereinfachung „Schaftachse liegt in Detektorebene“ vorgenommen werden. Es wurden zwei entsprechende Modelle für den vereinfachten Fall eines parallelen Strahlenganges und den realitätsnäheren Fall eines divergierenden Strahlenganges erstellt, welche die Verhältnisse im dreidimensionalen Raum abbilden.

### 1.1.2. Modell für paralleles Strahlenbündel (flächige Strahlenquelle)

Im ersten Modell wurde der Zusammenhang zwischen realen und projizierten Winkeln unter Rotationseinfluss modellhaft vereinfacht, indem eine unendlich große Entfernung der Strahlenquelle vom Objekt ( $FOD = \infty$ ) und somit ein paralleler Strahlengang angenommen wurde (vgl. Abb. 32).



**Abbildung 32:** Geometrisches Modell für parallelen Strahlengang bei unendlich großem Film-Objekt-Abstand (Abkürzungen: realer CCDW  $\alpha$ , projizierter CCDW  $\alpha'$ , ATW  $\varphi$ , Detektorebene D, Schenkelhalsebene N, drei räumliche Dimensionen x,y,z, und entsprechende Projektionen. (©LMU)

Aus den geometrischen Beziehungen in diesem Modell lässt sich trigonometrisch folgender mathematischer Ausdruck (Näherungsgleichung, Formel #1) ableiten:

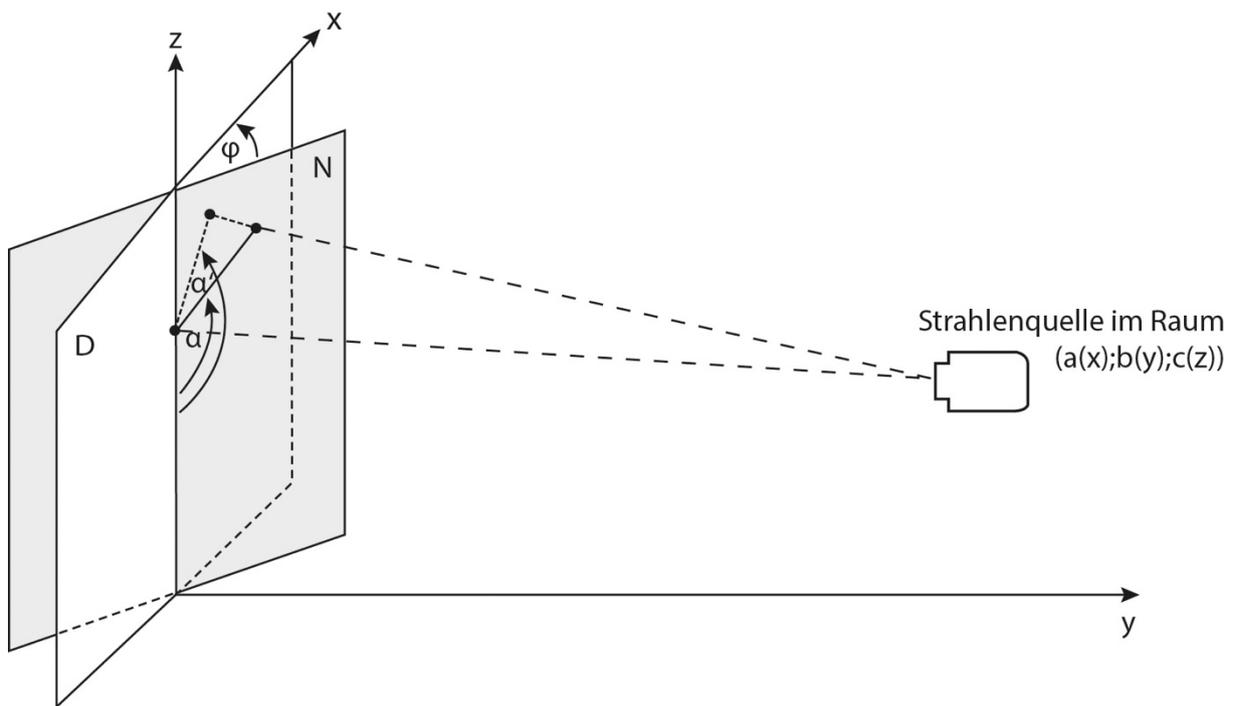
$$\alpha'(\varphi) = \arccos \left( - \sqrt{\frac{1}{1 + \left(\frac{\cos(\varphi)}{\cot(\alpha)}\right)^2}} \right)$$

$$\text{bzw. } \alpha'(\varphi) = 180^\circ - \arccos \left( - \sqrt{\frac{1}{1 + \left(\frac{\cos(\varphi)}{\cot(\alpha)}\right)^2}} \right) \quad \text{für } \alpha < 90^\circ$$

Diese Formel ist eine Vereinfachung der aus dem Modell für ein divergierendes Strahlenbündel abgeleiteten Formel (Herleitung siehe dort).

### 1.1.3. Modell für divergierendes Strahlenbündel (punktförmige Strahlenquelle)

Das zweite Modell wurde realitätsnäher gestaltet, indem der divergierende Strahlengang bei punktförmiger, nicht unendlich weit entfernter Strahlenquelle berücksichtigt wurde ( $FOD \neq \infty$ ). Erstmals wird somit auch die Position der Strahlenquelle im Raum und in Relation zum Objekt mitberücksichtigt.



**Abbildung 33:** Geometrisches Modell für divergierenden Strahlengang bei beliebigem Film-Objekt-Abstand (Abkürzungen: realer CCDW  $\alpha$ , projizierter CCDW  $\alpha'$ , ATW  $\varphi$ , Detektorebene  $D$ , Schenkelhalebene  $N$ , drei räumliche Dimensionen  $x,y,z$ , Koordinaten der Strahlenquellenposition  $a, b, c$ , und entsprechende Projektionen. (©LMU)

**Herleitung** (wichtigste Zwischenergebnisse):

Die Position des Hüftkopfes lässt sich mittels Kugelkoordinaten mit Ursprung im Scheitelpunkt des Winkels  $\alpha$  festlegen. Hierzu sind die zwei Winkel  $\alpha$  und  $\varphi$  sowie die Längeneinheit  $\rho$  (Schenkelhals) nötig.

Die Transformation in kartesische Koordinaten ergibt:

$$x = \rho \cdot \sin(\alpha) \cdot \cos(\varphi); y = \rho \cdot \sin(\alpha) \cdot \sin(\varphi); z = -\cos(\alpha) \cdot \rho;$$

Anhand der Position der Strahlenquelle (kartesische Koordinaten  $a, b, c$ ) und des Hüftkopfes  $(x, y, z)$  wird eine Gerade  $\gamma(t)$  durch diese Punkte definiert:

$$\gamma(t) = (1 - t) \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} + t \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

Bei in der Ebene  $N$  liegendem Hüftkopf entspricht der Schnittpunkt dieser Geraden mit der Ebene  $D$  ( $\gamma(t) \cap D$ ) der projizierten Position des Hüftkopfes. Dieser Punkt hat die  $y$ -Koordinate  $y$  ( $\gamma(t) = 0$ ). Im Punkt  $\gamma(t) \cap D$  gilt für die  $x$ - und  $z$ -Koordinaten

$$\begin{pmatrix} x_0 \\ z_0 \end{pmatrix} = (1 - t_0) \cdot \begin{pmatrix} a \\ c \end{pmatrix} + t_0 \begin{pmatrix} x \\ z \end{pmatrix}$$

Für den projizierten Winkel ergibt sich:

$$\cos(\alpha') = \frac{-1}{\sqrt{\left(\frac{x_0^2}{z_0^2}\right) + 1}}, \quad \text{bzw.} \quad \cos(\alpha') = \frac{-1}{\sqrt{\frac{(y \cdot a - x \cdot b)^2}{(y \cdot c - z \cdot b)^2} + 1}}$$

Nach Transformation der Position der Strahlenquelle in kartesische Koordinaten (vgl. Transformation der Kugelkoordinaten des Hüftkopfes) entfällt erwartungsgemäß die Variable  $\rho$ . Schließlich gelangt man zum End-Ergebnis.

**Ergebnis (Formel #2):**

$$\alpha'(\varphi) = \arccos \left( \frac{-1}{\sqrt{1 + \left( \frac{\sin(\varphi) \cdot a - \cos(\varphi) \cdot b}{\sin(\varphi) \cdot c + \cot(\alpha) \cdot b} \right)^2}} \right)$$

$$\text{bzw. } \alpha'(\varphi) = 180^\circ - \arccos \left( \frac{-1}{\sqrt{1 + \left( \frac{\sin(\varphi) \cdot a - \cos(\varphi) \cdot b}{\sin(\varphi) \cdot c + \cot(\alpha) \cdot b} \right)^2}} \right) \quad \text{für } \alpha < 90^\circ$$

Diese Formel #2 berücksichtigt also die Position der Röntgendiode im Raum und somit in Relation zum Objekt, sprich die tatsächlichen dreidimensionalen Verhältnisse der Röntgenanordnung.

## **1.2. Bau eines Gerätes zur Simulation des Rotationseinflusses auf die Projektionsabbildung und Messreihen zur Validierung der mathematischen Modelle**

Zur Überprüfung der Validität der Formeln und zum Vergleich ihrer Genauigkeiten wurde ein Gerät zur Simulation des Rotationseinflusses auf die projizierte Abbildung der Achsverhältnisse am Femur gebaut. So sollte die praktische Anwendbarkeit der vom Modell abgeleiteten Formel anhand exemplarischer Messreihen sichergestellt werden.

### **Funktionsweise**

Das Gerät spiegelt die Achsverhältnisse am Femur und somit die den Modellen zu Grunde liegenden geometrischen Beziehungen wieder. Zwischen zwei Achsen (entsprechend der Schaftachse und Schenkelhalsachse / Trochanter-Tangente) wird

anhand einer Winkelscheibe ein ablesbarer Winkel (entsprechend dem realen CCDW / MPFA) zwischen min. / max.  $40^\circ$  und  $180^\circ$  eingestellt und fixiert. Ein Gegengewicht am Fuß der Standachse (Schaftachse) hält diese in lotrechter Position. Die Konstruktion steht auf einem Winkelkreis mit einem zentral angebrachten Zentrierdorn, der über eine entsprechende Gegenbohrung im Zentrum der Standachse diese als Drehzentrum der Rotation fixiert. Die Winkelkreisplatte steht auf vier Schraubfüßen, so dass sich mithilfe einer Wasserwaage eine neutrale Basis einstellen lässt. Über einen am Fuße der Standachse angebrachten Zeiger, der von oben betrachtet mit der freien Achse (Schenkelhalsachse / Trochanter-Tangente) kongruiert, lässt sich nun eine exakt ablesbare Rotationsposition zum Betrachter, bzw. von ihm weg festlegen, entsprechend der Ante-/Retroversion, bzw. Außen-/Innenrotation (vgl. Abb. 34).

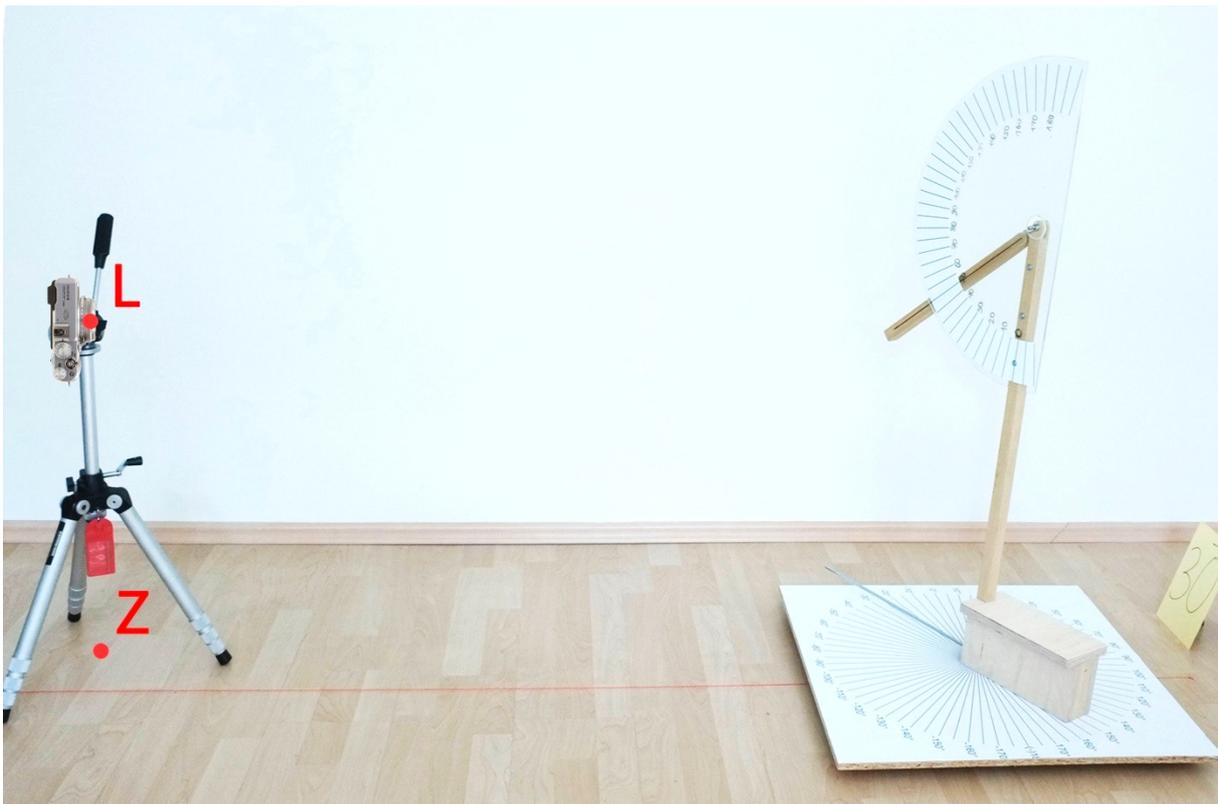


**Abbildung 34:** Gerät zur Simulation der Achsverhältnisse am Femur unter Rotationseinfluss.

(Bild vom Autor)

## Versuchsanordnung

Eine Kamera mit zum Gerät festgelegter Position im Raum (Abstand, Höhe, Seitenausrichtung) dient zur Aufnahme der gewählten Konfiguration. Die punktförmige Strahlenquelle im Röntgen findet in der punktförmigen Lichtaufnahme der Kameralinse seine Entsprechung, der Strahlengang des Lichtes vom Objekt zur Linse ist dem der Röntgenaufnahme entgegengesetzt (vgl. Abb. 35). Die fotografierten Winkel (entsprechend den projizierten Winkeln im Röntgen und im Modell) werden in einem Grafikprogramm mit Winkelmessfunktion ermittelt. Die räumliche Anordnung von Linse und Objekt zu einander wurde an den räumlichen Beziehungen von Röntgenfokus zum Objekt soweit wie möglich orientiert (vgl. 1.1.1. Längs-, Quer-, Gesamt-Parallaxe). Diese Variablen wurden wiederum in die mathematischen Formeln eingesetzt, um eine größtmögliche Kongruenz zwischen Realität, Modell, und Berechnung zu erreichen.



**Abbildung 35:** Versuchsaufbau zur Simulation der Projektionsabbildung. Die Ausrichtung und Position der Linse (L) im Raum und in Relation zum Objekt entsprechen denen der Diode bei der Röntgenbildgebung. Die Parameter Film-Objekt-Distanz, Mid Pelvis-Caput-Distanz und Fokushöhe werden somit berücksichtigt. Dadurch erklärt sich auch die Position des Zentrums des Stativs (Z) seitlich der geraden Ausrichtung auf das Gerät (rote Linie am Boden). Der reale Schenkelhalswinkel und der Rotationswinkel werden auf jedem Foto dokumentiert. (Bild vom Autor)

## Datenerhebung

Zur Auswertung der simulierten projizierten Winkel wurden 5 Messreihen für verschiedene Schenkelhalsneigungen ( $50^\circ$ ,  $80^\circ$ ,  $100^\circ$ ,  $130^\circ$ ,  $160^\circ$ ) mit je 13 Rotationswinkeln ( $-60^\circ$  bis  $+60^\circ$  in  $10^\circ$ -Schritten) festgelegt, also 65 einzelne Messungen durchgeführt. Für jede der 65 Winkelkombinationen wurden außerdem anhand der beiden erhaltenen mathematischen Formeln die projizierten Winkel für den parallelen und den divergierenden Strahlengang berechnet, um diese Werte mit den am Gerät gemessenen Werten und miteinander zu vergleichen (vgl. Tab. 4-8).

**Tabellen 4-8:** Fünf Messreihen am Gerät simulierter projizierter Winkel unter je 13 verschiedenen Rotationswinkeln und entsprechende berechnete projizierte Winkel.

(Abkürzungen: Schenkelhalsneigung  $\alpha$ , Rotationswinkel  $\varphi$ , Mid-pelvis-Caput-Centrum-Distanz  $a$ , Fokus-Objekt-Distanz  $b$ , Höhendifferenz zum Intersektionspunkt der Achsen  $c$ , berechnete projizierte Schenkelhalsneigung im divergierenden Strahlengang  $\alpha'(d)$ , berechnete projizierte Schenkelhalsneigung im parallelen Strahlengang  $\alpha'(p)$ , gemessene simulierte Schenkelhalsneigung  $\alpha'(m)$ ).

$\alpha$ ( $^\circ$ )	$\varphi$ ( $^\circ$ )	$a$ (cm)	$b$ (cm)	$c$ (cm)	$\alpha'(d)$ ( $^\circ$ )	$\alpha'(p)$ ( $^\circ$ )	$\alpha'(m)$ ( $^\circ$ )
50,0	60	11,75	170	0	27,7	30,8	27,5
50,0	50	11,75	170	0	35,1	37,5	35,0
50,0	40	11,75	170	0	40,7	42,4	40,5
50,0	30	11,75	170	0	44,7	45,9	45,0
50,0	20	11,75	170	0	47,5	48,2	47,5
50,0	10	11,75	170	0	49,2	49,6	49,5
50,0	0	11,75	170	0	50,0	50,0	50,0
50,0	-10	11,75	170	0	49,9	49,6	50,5
50,0	-20	11,75	170	0	48,9	48,2	49,5
50,0	-30	11,75	170	0	47,0	45,9	47,5
50,0	-40	11,75	170	0	44,0	42,4	44,5
50,0	-50	11,75	170	0	39,7	37,5	40,5
50,0	-60	11,75	170	0	33,7	30,8	34,0

$\alpha$ (°)	$\varphi$ (°)	a (cm)	b (cm)	c (cm)	$\alpha'(d)$ (°)	$\alpha'(p)$ (°)	$\alpha'(m)$ (°)
80,0	60	11,75	170	0	68,2	70,6	69,0
80,0	50	11,75	170	0	73,4	74,7	73,5
80,0	40	11,75	170	0	76,3	77,0	77,5
80,0	30	11,75	170	0	78,0	78,5	79,0
80,0	20	11,75	170	0	79,1	79,4	79,5
80,0	10	11,75	170	0	79,7	79,8	80,0
80,0	0	11,75	170	0	80,0	80,0	80,5
80,0	-10	11,75	170	0	80,0	79,8	80,5
80,0	-20	11,75	170	0	79,6	79,4	80,0
80,0	-30	11,75	170	0	78,9	78,5	79,5
80,0	-40	11,75	170	0	77,7	77,0	78,0
80,0	-50	11,75	170	0	75,8	74,7	76,5
80,0	-60	11,75	170	0	72,5	70,6	72,5

$\alpha$ (°)	$\varphi$ (°)	a (cm)	b (cm)	c (cm)	$\alpha'(d)$ (°)	$\alpha'(p)$ (°)	$\alpha'(m)$ (°)
100,0	60	11,75	170	0	111,8	109,4	114,0
100,0	50	11,75	170	0	106,6	105,3	108,5
100,0	40	11,75	170	0	103,7	103,0	105,0
100,0	30	11,75	170	0	102,0	101,5	103,0
100,0	20	11,75	170	0	100,9	100,6	102,0
100,0	10	11,75	170	0	100,3	100,2	100,5
100,0	0	11,75	170	0	100,0	100,0	100,5
100,0	-10	11,75	170	0	100,0	100,2	100,5
100,0	-20	11,75	170	0	100,4	100,6	101,0
100,0	-30	11,75	170	0	101,1	101,5	101,5
100,0	-40	11,75	170	0	102,3	103,0	102,0
100,0	-50	11,75	170	0	104,2	105,3	103,5
100,0	-60	11,75	170	0	107,5	109,4	106,0

$\alpha$ (°)	$\varphi$ (°)	a (cm)	b (cm)	c (cm)	$\alpha'(d)$ (°)	$\alpha'(p)$ (°)	$\alpha'(m)$ (°)
130,0	60	11,75	170	0	152,3	149,2	154,0
130,0	50	11,75	170	0	144,9	142,5	146,5
130,0	40	11,75	170	0	139,3	137,6	140,5
130,0	30	11,75	170	0	135,3	134,1	136,5
130,0	20	11,75	170	0	132,5	131,8	133,0
130,0	10	11,75	170	0	130,8	130,4	131,0
130,0	0	11,75	170	0	130,0	130,0	130,5
130,0	-10	11,75	170	0	130,1	130,4	130,5
130,0	-20	11,75	170	0	131,1	131,8	131,0
130,0	-30	11,75	170	0	133,0	134,1	133,0
130,0	-40	11,75	170	0	136,0	137,6	136,0
130,0	-50	11,75	170	0	140,3	142,5	139,0
130,0	-60	11,75	170	0	146,3	149,2	145,0

$\alpha$ (°)	$\varphi$ (°)	a (cm)	b (cm)	c (cm)	$\alpha'(d)$ (°)	$\alpha'(p)$ (°)	$\alpha'(m)$ (°)
160,0	60	11,75	170	0	170,9	169,7	171,0
160,0	50	11,75	170	0	167,9	166,8	169,0
160,0	40	11,75	170	0	165,3	164,4	166,0
160,0	30	11,75	170	0	163,2	162,5	163,5
160,0	20	11,75	170	0	161,6	161,1	162,0
160,0	10	11,75	170	0	160,5	160,3	161,0
160,0	0	11,75	170	0	160,0	160,0	160,5
160,0	-10	11,75	170	0	160,1	160,3	161,0
160,0	-20	11,75	170	0	160,7	161,1	161,0
160,0	-30	11,75	170	0	161,9	162,5	162,0
160,0	-40	11,75	170	0	163,6	164,4	164,0
160,0	-50	11,75	170	0	165,8	166,8	165,5
160,0	-60	11,75	170	0	168,5	169,7	168,0

### 1.3. Berechnungen zur Rotationsstabilität von CCD-Winkel und MPFA aus mathematischer Sicht

Zur mathematischen Überprüfung der Hypothese, dass der normwertige MPFA robuster gegenüber Rotationseinflüssen ist als der normwertige CCDW, wurden für beide Winkel anhand der mathematischen Formeln projizierte Werte zwischen  $-60^\circ$  und  $+60^\circ$  Rotationseinfluss berechnet, um diese hinsichtlich der Differenz zu den jeweiligen realen Winkeln zu vergleichen.

**Tabellen 9,10:** Berechnung der projizierten Winkel des jeweils normwertigem CCDW und MPFA ( $\alpha$ ) unter verschieden großem Rotationseinfluss.

(Abkürzungen: Schenkelhalsneigung  $\alpha$ , Rotationswinkel  $\varphi$ , Mid-pelvis-Caput-Centrum-Distanz a, Fokus-Objekt-Distanz b, Höhendifferenz zum Intersektionspunkt der Achsen c, berechnete projizierte Schenkelhalsneigung im divergierenden Strahlengang  $\alpha'(d)$ , berechnete projizierte Schenkelhalsneigung im parallelen Strahlengang  $\alpha'(p)$ , gemessene simulierte Schenkelhalsneigung  $\alpha'(m)$ ).

$\alpha$ (°)	$\varphi$ (°)	a (cm)	b (cm)	c (cm)	$\alpha'(d)$ (°)	$\alpha'(p)$ (°)
130	60	11,75	170	0	152,3	149,2
130	50	11,75	170	0	144,9	142,5
130	40	11,75	170	0	139,3	137,6
130	30	11,75	170	0	135,3	134,1
130	20	11,75	170	0	132,5	131,8
130	10	11,75	170	0	130,8	130,4
130	0	11,75	170	0	130,0	130,0
130	-10	11,75	170	0	130,1	130,4
130	-20	11,75	170	0	131,1	131,8
130	-30	11,75	170	0	133,0	134,1
130	-40	11,75	170	0	136,0	137,6
130	-50	11,75	170	0	140,3	142,5
130	-60	11,75	170	0	146,3	149,2

$\alpha$ (°)	$\varphi$ (°)	a (cm)	b (cm)	c (cm)	$\alpha'(d)$ (°)	$\alpha'(p)$ (°)
84	60	11,75	170	0	76,6	78,1
84	50	11,75	170	0	79,9	80,7
84	40	11,75	170	0	81,7	82,2
84	30	11,75	170	0	82,8	83,1
84	20	11,75	170	0	83,5	83,6
84	10	11,75	170	0	83,8	83,9
84	0	11,75	170	0	84,0	84,0
84	-10	11,75	170	0	84,0	83,9
84	-20	11,75	170	0	83,8	83,6
84	-30	11,75	170	0	83,3	83,1
84	-40	11,75	170	0	82,6	82,2
84	-50	11,75	170	0	81,4	80,7
84	-60	11,75	170	0	79,4	78,1

## 1.4. Patientenpopulation zur Quantifizierung des Rotationseinflusses im klinischen Alltag

Zur Quantifizierung von rotationsbedingten Messabweichungen in einer Patientenpopulation wurden die Bilddatenbanken der Chirurgischen Klinik der LMU München mit 10-jährigem Follow up retrospektiv durchsucht.

Einschlusskriterien:

- Patient hat innerhalb der letzten 10 Jahre (2004 - 2013) ein CT der unteren Extremität und eine LAiS an der chirurgischen Klinik der LMU München erhalten: 58 Fälle

Ausschlusskriterien:

- Veränderungen der knöchernen Anatomie (z.B. traumatisch, chirurgisch, oder pathologisch bedingt) im Zeitraum zwischen CT und Röntgen: 0 Fälle
- Patienten mit schweren Femurdeformitäten (z.B. als Folge von Epiphyseolyse oder Morbus Perthes): 3 Fälle

Die so definierte Patientenpopulation weist folgende Merkmale auf:

- 55 Patienten (24 weiblich, 31 männlich)
- mittleres Alter:  $34 \pm 15,5$  (18–78) J
- durchschnittliches Zeitintervall zwischen CT und LAiS:  $2 \pm 11$  (0-61) M. Beim Großteil der Patienten waren beide Untersuchungen am selben Tag durchgeführt worden.

Die Lagerung der LAiS wurde bei allen Patienten durch ärztliche Mitarbeiter der behandelnden Arbeitsgruppe (3D-Chirurgie) gemeinsam mit erfahrenen medizinisch-technischen Radiologie-Assistenten durchgeführt. Es wurde nur eine Seite pro Patient ausgewertet.

Die Ausrüstung bestand aus einem Philips Bucky Diagnost R64 für die LAiS und einem GE Discovery 750 HD mit axialen Schichten von 5/10 mm bei 120 kV für die CT-Bildgebung.

Die so erhobenen Daten wurden irreversibel anonymisiert ausgewertet. Das Einverständnis der Ethikkommission lag vor (vgl. D) 1. Bescheid der Ethikkommission).

## 1.5. Datenerhebung und Messmethoden in Röntgen- und CT-Datensätzen

Folgende Parameter in den Bilddatensätzen der Patientenpopulation wurden als metrische Variablen auf eine Dezimalstelle gerundet erhoben:

- Projizierter CCDW ( $\rho$ CCDW)
- Projizierter MPFA ( $\rho$ MPFA)
- Realer ATW (rATW)

Alle Messungen wurden vom Autor als in der Messung der Parameter erfahrener Mitarbeiter der 3D-Chirurgie der Chirurgischen Klinik der LMU München durchgeführt.

Die Messung von CCDW und MPFA erfolgte in den a.p.-Ganzbeinaufnahmen unter Gewichtsbelastung (LAI<sub>S</sub>) gemäß den beschriebenen Definitionen (vgl. Teil B) 1.1. Definitionen).

Die ATW-Bestimmung erfolgte in den axialen Sequenzen der CT-Bilder der unteren Extremitäten. Die Schenkelhalsachse wurde dabei nach der Methode der Bildüberlagerung nach Reikerås et al.<sup>28</sup> festgelegt. Diese ergibt laut einer Studie von Sugano et al. Werte, die im Vergleich mit anderen Messmethoden sehr nahe an den Messwerten in oberflächenberechneten 3D-Modellen liegen ( $-2,0 \pm 4,8^\circ$ )<sup>29</sup>. Dazu wird zunächst die Schicht mit dem größten Hüftkopfdurchmesser gewählt und hierin das Zentrum markiert. Die Koordinaten der Markierung werden dann auf die Schicht mit der höchsten Parallelität von ventraler und dorsaler Schenkelhals-Kortikalis übertragen und hierin mit dem Mittelpunkt des Halsdurchmessers an seiner engsten Stelle (Isthmus) verbunden. So ergibt sich die Schenkelhalsachse in axialer Ebene. Zur Festlegung der

---

<sup>28</sup> Høiseth, Reikerås, and Fønstelien 1989.

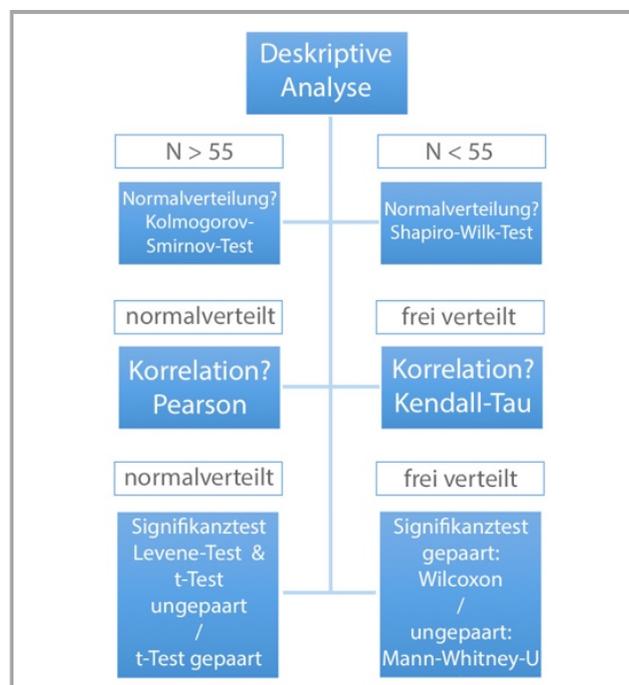
<sup>29</sup> Sugano, Noble, and Kamaric 1998.

posterioren Femurkondylentangente wird die Schicht mit dem größten sagittalen Kondylendurchmesser gewählt. Der ATW ist der medio-ventrale Winkel zwischen Schenkelhalsachse und posteriorer Femurkondylentangente, bzw. bei Schenkelhals-Retroversion der medio-dorsale Winkel mit negativem Vorzeichen.

## 1.6. Statistische Auswertung

Die gemessenen, bzw. berechneten Daten wurden zunächst in Microsoft Excel gesammelt, anschließend sortiert und irreversibel anonymisiert, und dann zur weiteren Auswertung in SPSS Statistics 24 (IBM)<sup>®</sup> importiert. Bei allen Tests wurden Unterschiede ab einem Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  als signifikant gewertet. Die Angabe von Verteilungen erfolgte nach dem System *Mittelwert ± Standardabweichung (Minimum;Maximum)*.

Zur statistischen Analyse wurde das in Abb. 36 dargestellte Schema angewendet:



**Abbildung 36:** Schema zur statistischen Auswertung der gemessenen und berechneten Werte  
(vom Autor erstellt)

Zur **Validierung der vom Modell abgeleiteten Formeln** wurden die anhand der unter 1.2. Bau eines Gerätes zur Simulation des Rotationseinflusses auf die Projektionsabbildung dargestellten Methodik im Versuchsaufbau gemessenen simulierten projizierten Werte mit den entsprechenden über die Formeln berechneten projizierten Werten Vorgehensweise verglichen (Datensätze siehe ebd.).

Die **Untersuchung der Rotationsstabilität von CCDW und MPFA aus mathematischer Sicht** erfolgte anhand der unter 1.3. Berechnungen zur Rotationsstabilität von CCD-Winkel und MPFA aus mathematischer Sicht dargestellten teilberechneten Daten.

Zur **Quantifizierung des Rotationseinflusses in der Patientenpopulation** wurden anhand der in der LAiS gemessenen projizierten Schenkelhalswinkel die zugehörigen realen Winkel berechnet. Hierzu wurde die Formel #2 (divergierender Strahlengang) entsprechend umformuliert:

$$\alpha = \operatorname{arccotan} \left( \left( \frac{\sin(\varphi) \cdot a - \cos(\varphi) \cdot b}{\sqrt{\left(\frac{-1}{\cos(\alpha'(\varphi))}\right)^2 - 1}} - \sin(\varphi) \cdot c \right) / b \right)$$

bzw. für  $\alpha < 90^\circ$

$$\alpha = \operatorname{arccotan} \left( \left( \frac{\sin(\varphi) \cdot a - \cos(\varphi) \cdot b}{\sqrt{\left(\frac{-1}{\cos(\alpha'(\varphi))}\right)^2 - 1}} - \sin(\varphi) \cdot c \right) / b \right)$$

Die Berechnung der realen Winkel erfolgte somit unter der Annahme der Schenkelhalsanteversion als einziger und nicht kompensierter Rotationseinfluss. Anschließend wurden die realen mit den projizierten Winkeln verglichen, bzw. die beiden Winkel hinsichtlich der Differenzen zwischen realen und projizierten Winkeln.

## 2. Ergebnisse

### 2.1. Validierung der mathematischen Formeln

Die **Verteilungen** der folgenden metrischen Merkmale der durch den Versuchsaufbau definierten Stichprobe wurden zunächst deskriptiv analysiert:

- Am Gerät gemessene simulierte projizierte Werte der Schenkelhalsneigung  $\alpha'(m)$
- Mit der Formel #1 (paralleler Strahlengang) berechnete projizierte Werte der Schenkelhalsneigung  $\alpha'(p)$
- Mit der Formel #2 (divergierender Strahlengang) berechnete projizierte Werte der Schenkelhalsneigung  $\alpha'(d)$
- Die Differenzen zwischen berechneten und gemessenen Werten  $\Delta(\alpha'(p)-\alpha'(m))$ , bzw.  $\Delta(\alpha'(d)-\alpha'(m))$
- Die Absolutwerte der Differenzen zwischen berechneten und gemessenen Werten  $\Delta_{\text{abs}}(\alpha'(p)-\alpha'(m))$ , bzw.  $\Delta_{\text{abs}}(\alpha'(d)-\alpha'(m))$

**Tabelle 11:** Verteilungen der deskriptiv analysierten Merkmale (Angaben in °).

	$\bar{\alpha}$	$\sigma$	$\downarrow\uparrow$
$\alpha'(m)$	105,2	$\pm 43,4$	(27,5; 171,0)
$\alpha'(p)$	104,8	$\pm 43,3$	(30,8; 169,7)
$\alpha'(d)$	104,8	$\pm 43,4$	(27,7; 170,9)
$\Delta(\alpha'(p)-\alpha'(m))$	-0,4	$\pm 1,8$	(-4,8; 4,2)
$\Delta(\alpha'(d)-\alpha'(m))$	-0,4	$\pm 0,7$	(-2,2; 1,5)
$\Delta_{\text{abs}}(\alpha'(p)-\alpha'(m))$	1,4	$\pm 1,2$	(0,0; 4,8)
$\Delta_{\text{abs}}(\alpha'(d)-\alpha'(m))$	0,6	$\pm 0,5$	(0,0; 2,2)

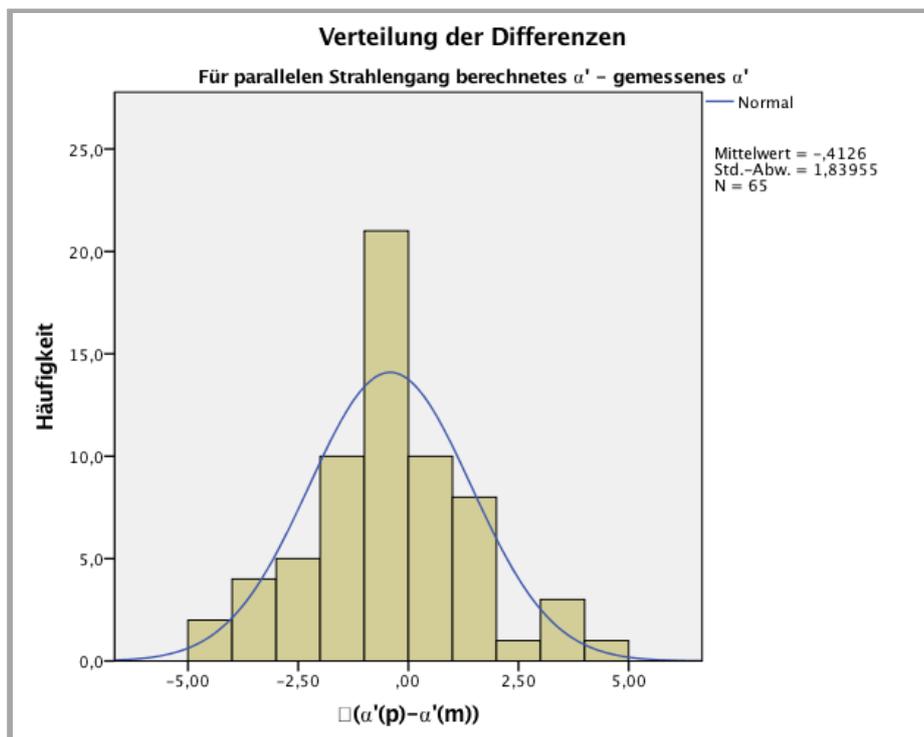
Wie sich zeigt, ähneln sich die Verteilungen der berechneten und gemessenen Werte bereits stark. Ein Unterschied der beiden Formeln zeigt sich anhand der Minima/Maxima: Hier stimmen  $\alpha'(d)$  und  $\alpha'(m)$  bis auf  $0,2^\circ$  überein, während es bei  $\alpha'(p)$

zu Unterschieden bis zu 3,3° kommt.

Die Differenzen zwischen berechneten und gemessenen Werten bestätigen das. Bei durchschnittlich geringfügig kleineren berechneten Werten sind die Standardabweichung und die größten Differenzen für  $\alpha'(p)$  mehr als doppelt so groß wie für  $\alpha'(d)$ .

Dieser Unterschied zeigt sich dann auch in den Mittelwerten, wenn die Differenzen vorzeichenunabhängig als Absolutwerte betrachtet werden. Hier stimmen die Werte für  $\alpha'(d)$  sehr genau mit den gemessenen Werten überein. Für  $\alpha'(p)$  ergeben sich in Bezug auf Mittelwert, Standardabweichung und maximale Differenz mehr als doppelt so große Werte.

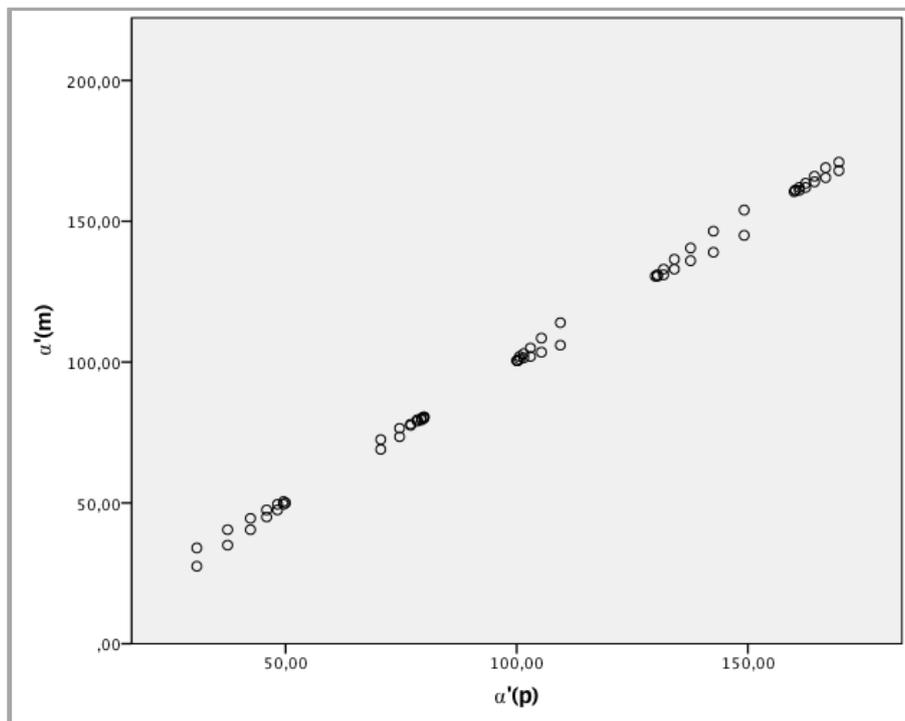
Hinsichtlich der Frage der **Normalverteilung** dienen Histogramme der gemessenen und berechneten Werte sowie der Differenzen zwischen diesen als Orientierung. Die statistische Prüfung erfolgte dann mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test. Lediglich das Merkmal „ $\Delta(\alpha'(p)-\alpha'(m))$ “ wies keinen signifikanten Unterschied zur Normalverteilungskurve auf.



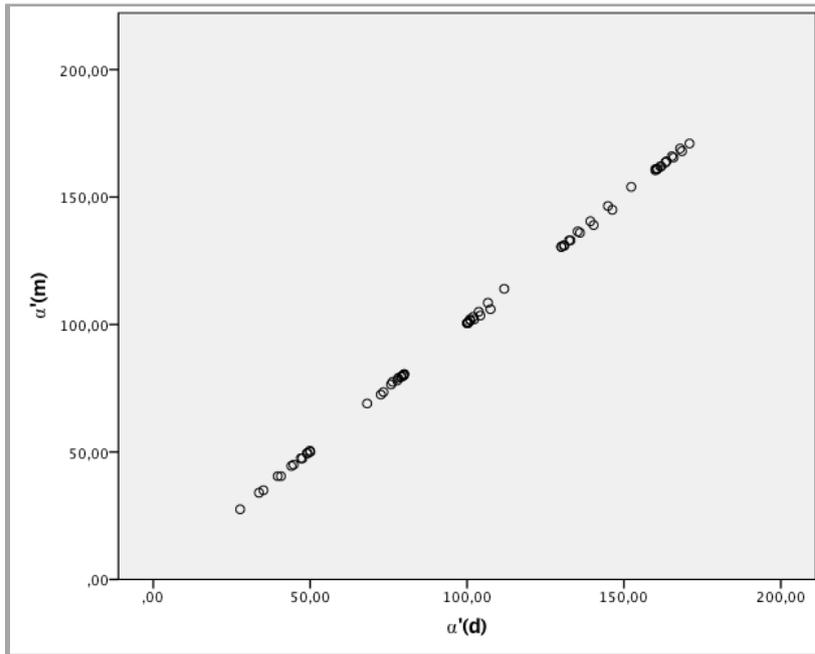
**Abbildung 37:** Normalverteilung der Differenzen zwischen berechneten (paralleler Strahlengang) und gemessenen Werten im Kolmogorov-Smirnov-Test (n=65, Extr. Diff. abs. 0,094, asymptotische Sig. 0,2 (zweiseitig, Lilliefors-korrigiert)). (Graphik: SPSS)

Dass die Verteilungen der gemessenen und berechneten Werte nicht normal sind, entspricht dem stichprobenartigen Versuchsaufbau mit 5 Zahlenreihen ( $\alpha$  bei  $50^\circ$ ,  $80^\circ$ ,  $100^\circ$ ,  $130^\circ$ ,  $160^\circ$ ) und den sich daraus ergebenden inkohärenten Datensätzen. Die für das Modell des divergierenden Strahlenganges berechneten Differenzen zeigen im Histogramm eine annähernd normale Verteilung, die jedoch statistisch nicht signifikant ist. Die Absolutwerte der Differenzen zeigen erwartungsgemäß keine Normalverteilung.

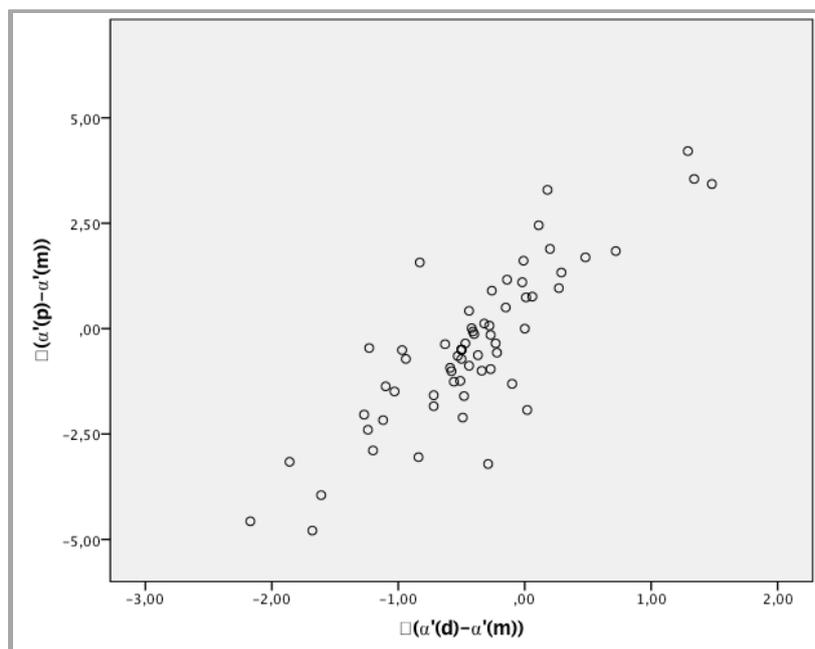
Die **Korrelationen** lassen sich in Streudiagrammen veranschaulichen. Die Korrelationskoeffizienten wurden entsprechend diesen unterschiedlichen Verteilungen nach Pearson (normalverteilt) oder Kendall-Tau (frei verteilt) berechnet:



**Abbildung 38:** Beziehung zwischen den berechneten projizierten Werten (Modell für parallelen Strahlengang; x-Achse) und den im Versuch gemessenen Werten (y-Achse). Hohe positiv lineare Korrelation, statistisch hochsignifikant. (Korrelations-Koeffizient (Pearson) 0,999;  $p < 0,001$  (einseitig);  $N=65$ ;) (Graphik: SPSS)



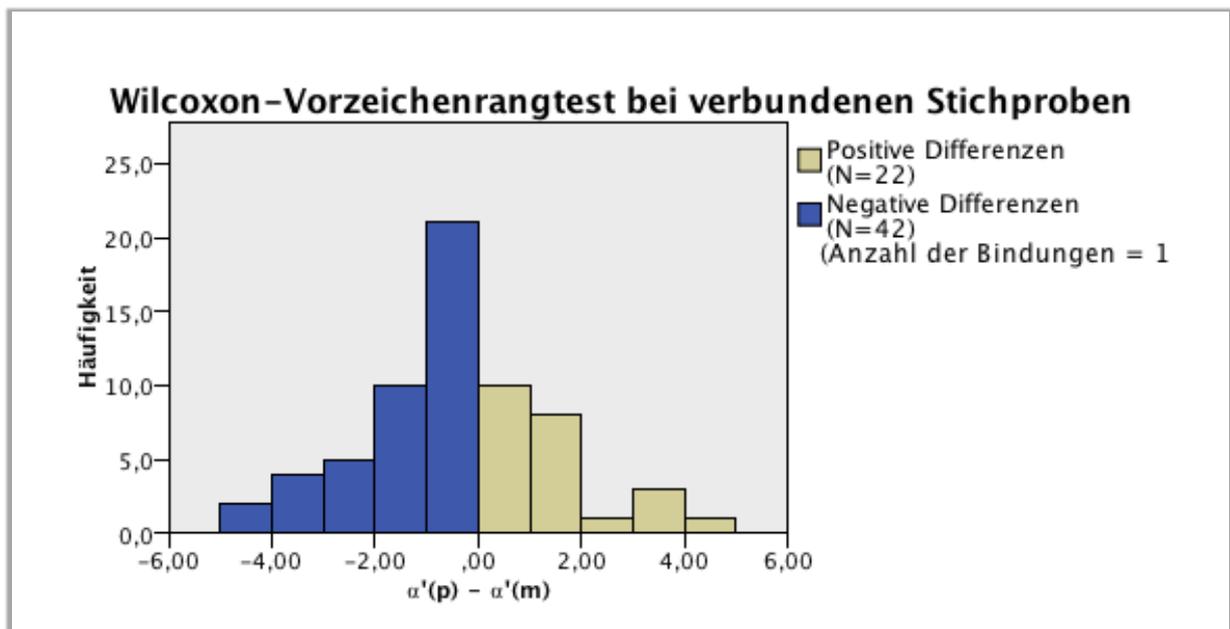
**Abbildung 39:** Beziehung zwischen den berechneten projizierten Werten (Modell für divergierenden Strahlengang; x-Achse) und den im Versuch gemessenen Werten (y-Achse). Hohe positiv lineare Korrelation, statistisch hochsignifikant. (Korrelations-Koeffizient (Kendall-Tau-b) 0,986;  $p < 0,001$  (einseitig);  $N=65$ ) (Graphik erstellt mit SPSS)



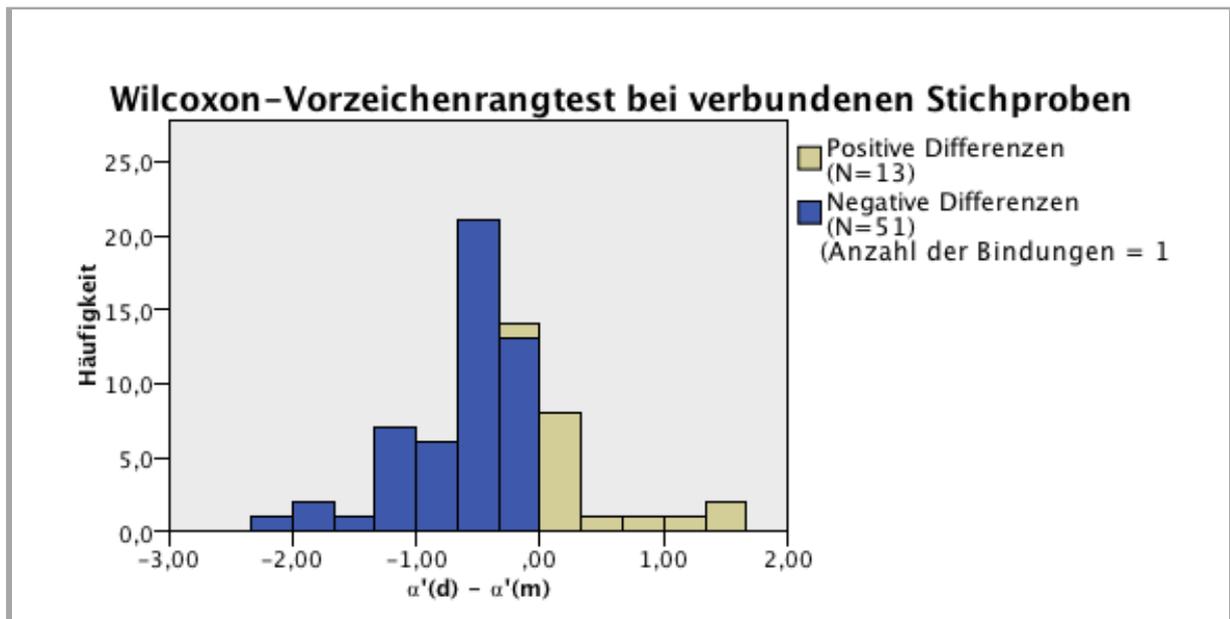
**Abbildung 40:** Beziehung zwischen den Differenzen der berechneten projizierten Werte (Modell für divergierenden Strahlengang) und der im Versuch gemessenen Werte (x-Achse) sowie den Differenzen der berechneten projizierten Werte (Modell für parallelen Strahlengang) und der im Versuch gemessenen Werte (y-Achse). Positive lineare Korrelation, statistisch hochsignifikant. (Korrelations-Koeffizient (Kendall-Tau-b) 0,615;  $p < 0,001$  (einseitig);  $N=65$ ). (Graphik erstellt mit SPSS)

Die Streudiagramme zeigen den engen Zusammenhang zwischen berechneten Werten (divergierender Strahlengang) und gemessenen Werten, sowie nur geringfügig kleineren Zusammenhang zwischen berechneten Werten (paralleler Strahlengang) und gemessenen Werten Übereinstimmung. Die Differenzen der Werte der beiden Berechnungsmethoden stimmen geringer aber ebenfalls deutlich miteinander überein. Das Zentrum der Punktwolke im leicht negativen Bereich entspricht den tendenziell zu geringen berechneten Werte. Alle drei Korrelationen sind statistisch hochsignifikant.

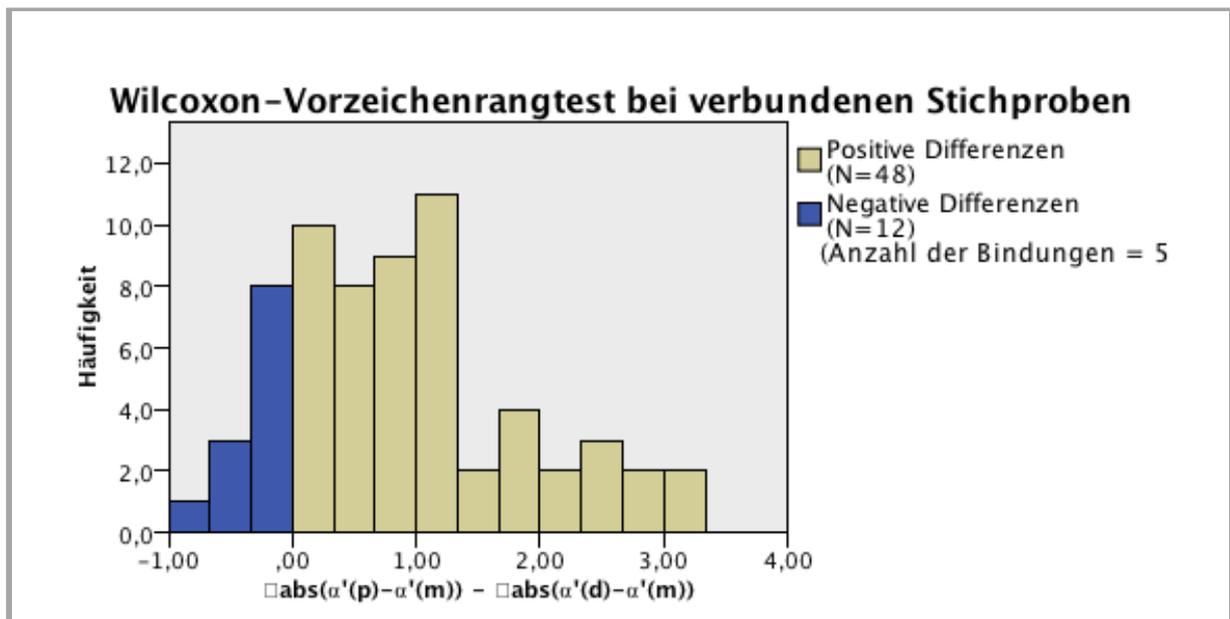
Die **Signifikanztests** wurden aufgrund der verteilungsfreien / gemischten Stichproben als nicht parametrische Tests für verbundene Stichproben mittels Wilcoxon-Vorzeichenrangtest durchgeführt:



**Abbildung 41:** Der Wilcoxon-Test ergibt einen statistisch grenzwertig signifikanten Unterschied zwischen berechneten (Formel #1) und gemessenen Werten (Asympt. Sign. 0,050 (zweiseitig); N=65). (Graphik erstellt mit SPSS)



**Abbildung 42:** Der Wilcoxon-Test ergibt einen statistisch hochsignifikanten Unterschied zwischen berechneten (Formel #2) und gemessenen Werten (Asympt. Sign. <0,001 (zweiseitig); N=65). (Graphik erstellt mit SPSS)



**Abbildung 43:** Der Wilcoxon-Test ergibt einen statistisch hochsignifikanten Unterschied zwischen den Absolutwerten der Differenzen zwischen berechneten (für beide Formeln) und gemessenen Werten (Asympt. Sign. <0,001 (zweiseitig); N=65). (Graphik erstellt mit SPSS)

Die berechneten Werte zeigen sich auch in den Vorzeichenrangtests in der Mehrzahl der Fälle kleiner als die gemessenen Werte und unterscheiden sich – trotz der jeweils

hohen Korrelationen – statistisch signifikant von diesen. Die Abweichungen von  $\alpha'(p)$  zu  $\alpha'(m)$  erreichen dabei höhere Werte, wie bereits in der deskriptiven Datenanalyse ersichtlich wurde. Dass die Signifikanz dennoch für die Abweichungen von  $\alpha'(d)$  zu  $\alpha'(m)$  höher ist, ist durch den hohen Anteil negativer Differenzen zu erklären. Die Absolutwerte der Differenzen sind für die Berechnungsmethode nach der Formel #2 signifikant geringer als nach Näherungsformel (#1).

## 2.2. Rotationsstabilität von CCDW und MPFA aus mathematischer Sicht

Die **Verteilungen** der folgenden metrischen Merkmale der beiden unter 1.3. Berechnungen zur Rotationsstabilität von CCD-Winkel und MPFA aus mathematischer Sicht dargestellten Datensätze wurden zunächst deskriptiv analysiert:

- Nach der Formel #1 (paralleler Strahlengang) berechnete projizierte Werte des normwertigen CCDWs:  $CCDW'(p)$
- Nach der Formel #2 (divergierender Strahlengang) berechnete projizierte Werte des normwertigen CCDWs:  $CCDW'(d)$
- Nach der Formel #1 berechnete projizierte Werte des normwertigen MPFA:  $MPFA'(p)$
- Nach der Formel #2 berechnete projizierte Werte des normwertigen MPFA:  $MPFA'(d)$
- Differenzen zwischen den so berechneten und den zugehörigen normwertigen Winkeln für Formel #2:  $\Delta(CCDW'(d))$ , bzw.  $\Delta(MPFA'(d))$ .

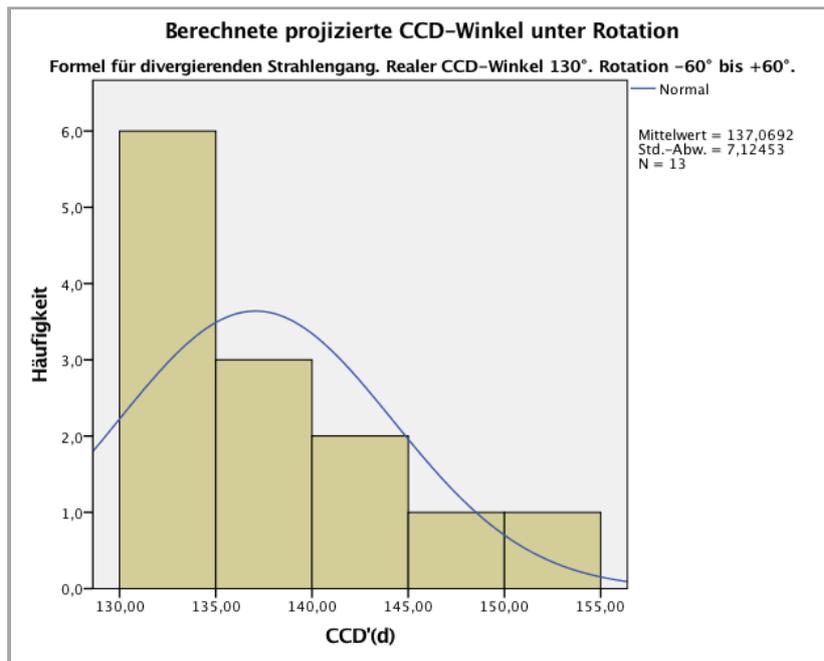
Die Abweichungen der berechneten projizierten Winkel von den normwertigen realen Winkeln (CCDW: 130°, MPFA: 84°) werden so ersichtlich (vgl. Tabelle 12).

**Tabelle 12:** Verteilungen der deskriptiv analysierten Merkmale

$\angle$	$\bar{\varnothing}$ (N=13)	$\sigma$	$\downarrow\uparrow$
CCDW'(p) (°)	137,0	$\pm 6,9$	(130,0; 149,2)
CCDW'(d) (°)	137,1	$\pm 7,1$	(130,0; 152,3)
MPFA'(p) (°)	82,1	$\pm 2,1$	(78,1; 84,0)
MPFA'(d) (°)	82,1	$\pm 2,2$	(76,6; 84,0)
$\Delta(\text{CCDW}'(d))$	7,1	$\pm 7,1$	(0,0; 22,0)
$\Delta(\text{MPFA}'(d))$	-1,9	$\pm 2,2$	(-7,4; 0,0)

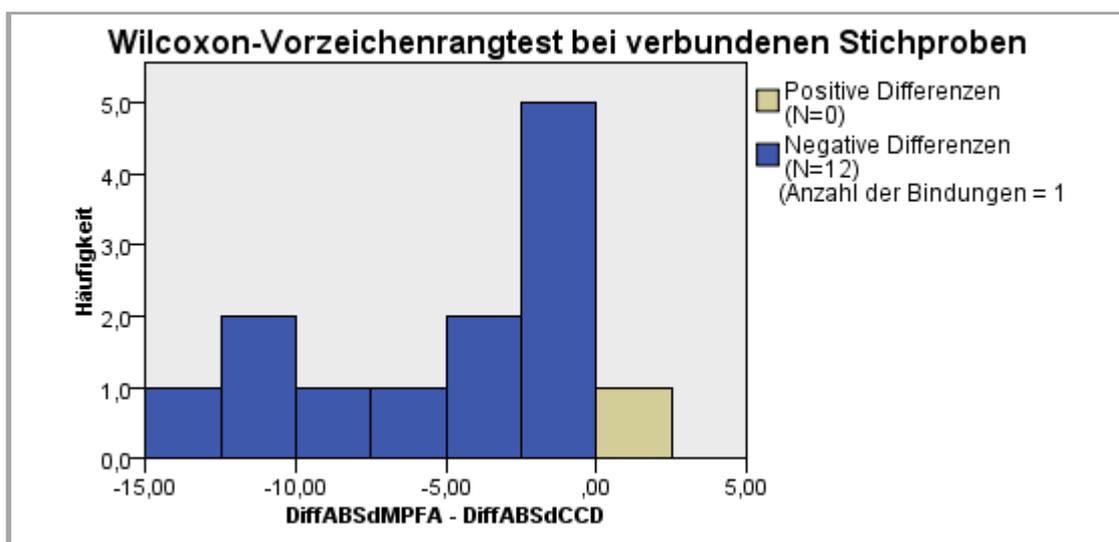
Wie Tabelle 12 zeigt, ergeben beide Formeln unter variablem Rotationseinfluss (bis zu  $\pm 60^\circ$ , Vorgehen in  $10^\circ$ -Schritten, N=13) Werte für die projizierten Winkel, die beim CCDW stärker vom realen Normwert ( $130^\circ$ ) abweichen (durchschnittlich etwa  $7^\circ$ ), als beim MPFA (realer Normwert  $84^\circ$ , durchschnittliche Abweichung etwa  $2^\circ$ ). Auch die maximale Abweichung von  $22,3^\circ$  bei den CCD'-Winkeln im Vergleich zu  $7,6^\circ$  bei den MPFA' und die Standardabweichungen sind deutlich größer. Der jeweils reale normwertige Winkel entspricht den Minima der CCD'-Winkel, bzw. den Maxima der MPFA'.

Hinsichtlich der Frage der **Normalverteilung** dienten Histogramme der gemessenen und berechneten Werte sowie der Differenzen zwischen diesen als Orientierung. Auf eine statistische Prüfung wurde verzichtet, da diese bei einem Stichprobenumfang von N=13 nicht aussagekräftig wäre. Mehrere Merkmale wurden einer freien Verteilung zugeordnet.



**Abbildung 44:** Verteilung des berechneten projizierten CCDWs (Formel #2). Bei schiefer Verteilung deutliche Abweichung von der Normalverteilungskurve. (Graphik erstellt mit SPSS)

Die **Signifikanztests** wurden für den Vergleich verteilungsfreier und gemischter Stichproben als nicht parametrische Tests für verbundene Stichproben mittels Wilcoxon-Test durchgeführt.



**Abbildung 45:** Differenzen (Absolutwerte) zwischen für variablen Rotationseinfluss berechneten und normwertigen Winkeln, Berechnung nach der Formel #2. MPFA und CCDW im Vergleich der Mediane nach Wilcoxon. Statistisch signifikanter Unterschied zwischen CCDW und MPFA (Asympt. Sign. = 0,002 (zweiseitig), N=13). (Graphik erstellt mit SPSS)

Wie Abb. 45 zeigt, sind die absoluten Differenzen für beide Berechnungsmethoden beim MPFA in Durchschnitt und Maximalwerten geringer. Die Verteilungen der Absolutwerte der Differenzen  $\Delta_{\text{abs}}(\text{CCD}'(d) - 130^\circ)$  und  $\Delta_{\text{abs}}(\text{MPFA}'(d) - 84^\circ)$  unterschieden sich dabei statistisch signifikant voneinander.

Betrachtet man zusätzlich zu den normwertigen Winkeln (CCD=130°, MPFA=84°) unter Rotation die Werte der im Versuch am Gerät durchgeführten Messungen bei den nächstgelegenen Winkeln (130° und 80°), zeigt sich auch hier anhand der maximalen Differenzen unter Rotation die größere Rotationsstabilität des MPFA (vgl. Tab. 13).

**Tabelle 13:** Maximale Abweichungen zwischen den am Gerät eingestellten und unter Rotation gemessenen Werten

∠ am Gerät (°)	Max./min. gemessener ∠ (°)	Differenz (°)
130	154,0	24,0
84	69,0	-11,0

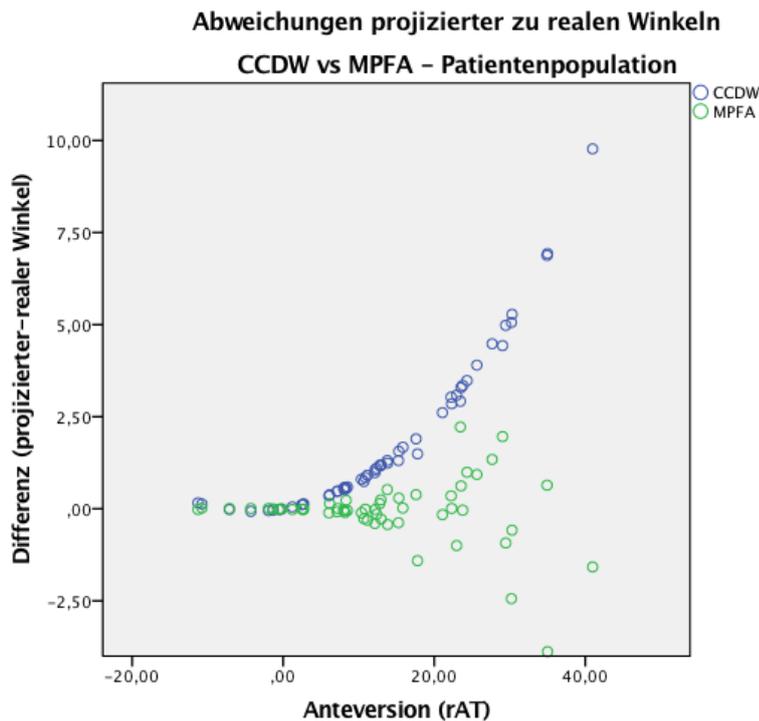
### 2.3. Rotationsbedingte Messabweichungen in der Patientenpopulation

Die Verteilungen der in der Patientenpopulation gemessenen Winkel (pCCD, pMPFA, rAT) sowie der entsprechenden hieraus berechneten realen Winkel und der Differenzen zwischen diesen sind in Tabelle 14 dargestellt.

**Tabelle 14:** Verteilungen der in der Patientenpopulation gemessenen und hieraus berechneten Winkel (N=55).

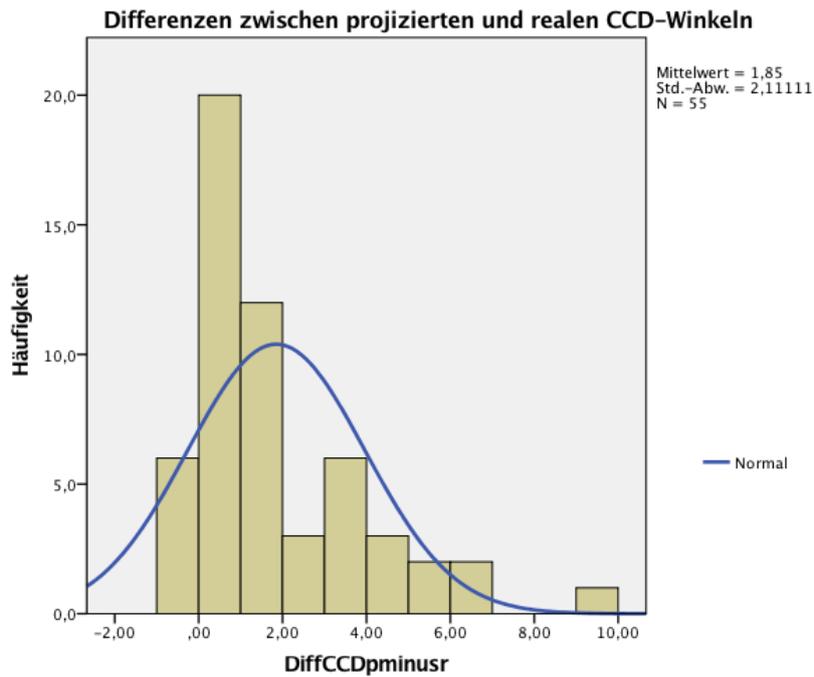
$\angle$	$\emptyset$	$\sigma$	$\downarrow\uparrow$
pCCD (°)	131,9	$\pm 7,5$	(114,0; 151,0)
pMPFA (°)	88,7	$\pm 8,2$	(67,5; 111,9)
rATW (°)	13,3	$\pm 11,8$	(-11,3; 41,0)
→ rCCD (°)	130,0	$\pm 7,2$	(112,5; 148,1)
→ rMPFA (°)	88,7	$\pm 7,6$	(68,9; 109,7)
$\Delta$ CCD(p-r) (°)	1,9	$\pm 4,5$	(-0,1; 10,0)
$\Delta$ MPFA(p-r) (°)	-0,1	$\pm 0,9$	(-3,9; 2,2)

Während der mittlere CCDW mit knapp 2° nur gering vom Normwert abweicht, ist die der mittlere MPFA etwa 5° größer als der Normwert in der Literatur. Es wird ersichtlich, dass die Mittelwerte der realen und projizierten Werte beim MPFA miteinander übereinstimmen, während dies beim CCDW nicht der Fall ist. Zudem ergibt sich durch die rechnerische Rekonstruktion der realen Werte auch eine Verringerung der Standardabweichungen, beim MPFA mehr als beim CCDW. Die maximalen Abweichungen vom Mittelwert sind beim pCCD geringer (19,1°) als beim pMPFA (23,2°), verringern sich jedoch für die rekonstruierten rMPFA stärker (auf 21,0°), als für die rCCDW (auf 18,1°). Die mittleren Differenzen zwischen projizierten und realen Winkeln sind beim MPFA sehr gering und kleiner als beim CCDW, ebenso wie die Standardabweichung und die Minima/Maxima der Differenzen.

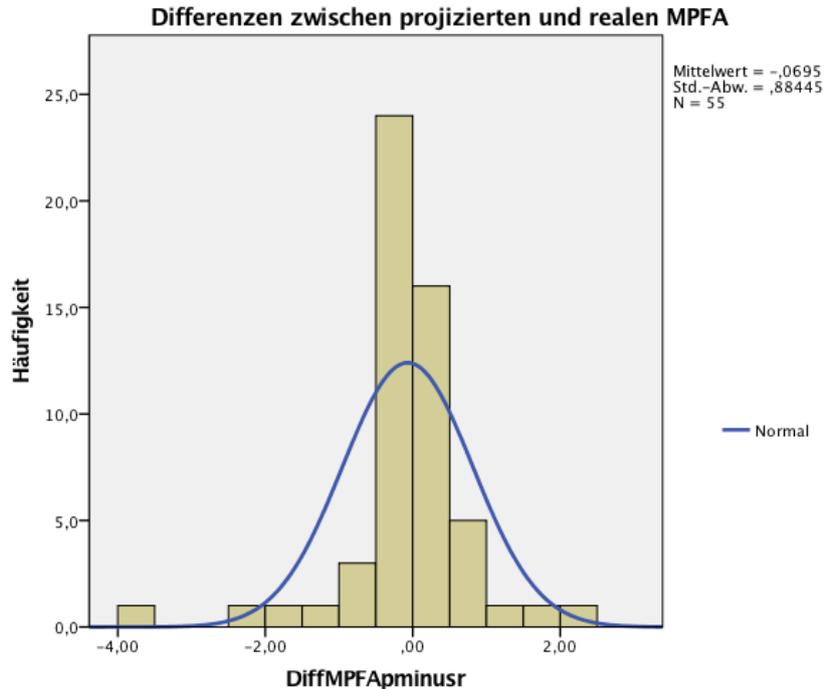


**Abbildung 46:** Das gruppierte Streudiagramm zeigt, dass auch große Anteversionswerte von 30° und mehr beim MPFA lediglich Abweichungen von unter 2,5° verursachen. Beim CCDW führt dies zu doppelt so hohen und größeren Abweichungen zwischen 5 und 10°. Die Hyperbel-Form zeigt einen exponentiellen Zusammenhang zwischen Anteversion und projiziertem CCDW an. (Graphik erstellt mit SPSS)

Die in Tabelle 14 dargestellten Merkmale wurden auf **Normalverteilung** getestet. Das Merkmal „pCCD“ wies im Kolmogorov-Smirnov-Test eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung auf. Die Merkmale „ $\Delta$ CCD(p-r)“ und „ $\Delta$ MPFA(p-r)“ wichen ebenfalls signifikant von der Normalverteilung ab (vgl. Abb. 47, 48). Für die übrigen Merkmale wurde die Nullhypothese der Normalverteilung beibehalten.

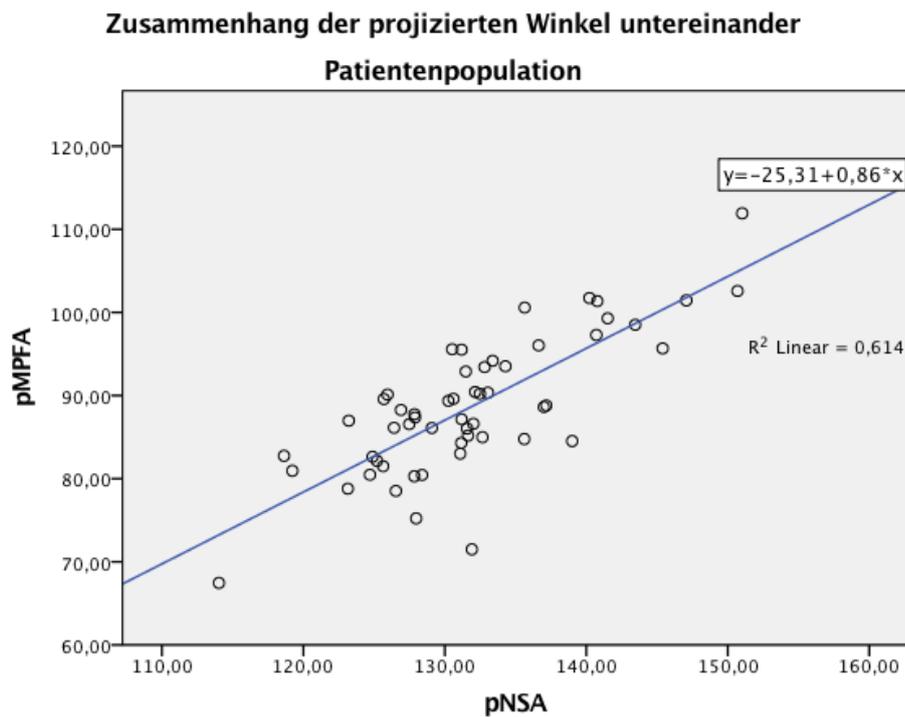


**Abbildung 47:** Verteilung der Differenzen zwischen projizierten und realen CCDWn in der Patientenpopulation. Statistisch signifikanter Unterschied zur Normalverteilungskurve im Kolmogorov-Smirnov-Test ( $p < 0,001$ ). (Graphik erstellt mit SPSS)

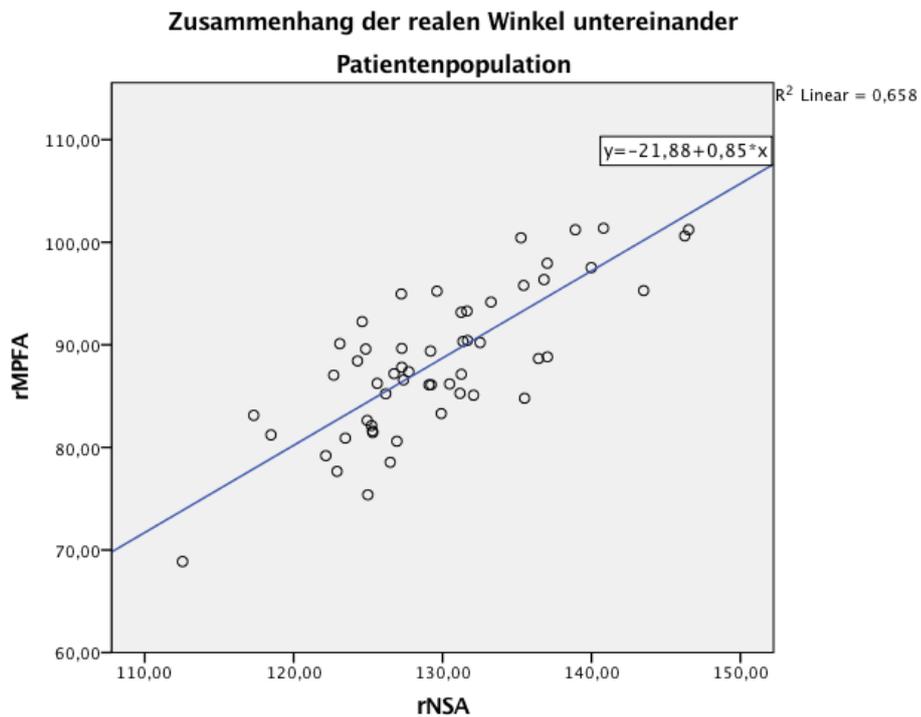


**Abbildung 48:** Verteilung der Differenzen zwischen projizierten und realen MPFA in der Patientenpopulation. Statistisch signifikanter Unterschied zur Normalverteilungskurve im Kolmogorov-Smirnov-Test ( $p < 0,001$ ). (Graphik erstellt mit SPSS)

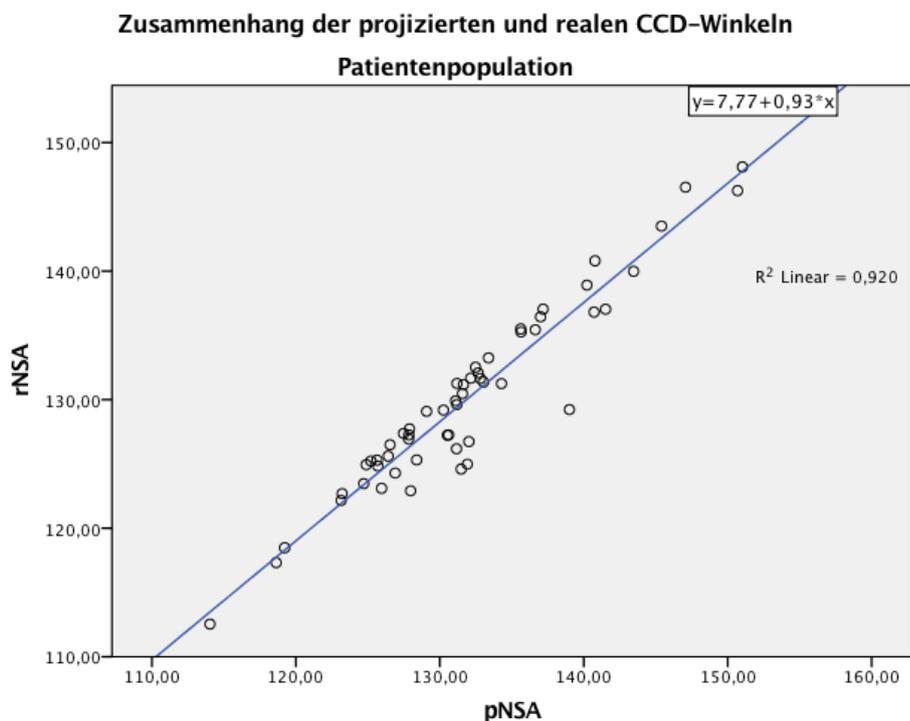
Die **Korrelationen** zwischen CCDW und MPFA wurden sowohl für die projizierten als auch für die realen Winkel untersucht, ebenso wie die Korrelationen zwischen pCCD/rCCD und pMPFA/rMPFA. Die graphische Darstellung erfolgte über Streudiagramme mit Regressionsgleichung, die statistischen Tests mittels Korrelationskoeffizient nach Pearson, bzw. Kendalls's Tau (nicht normalverteiltes Merkmal „pCCD“).



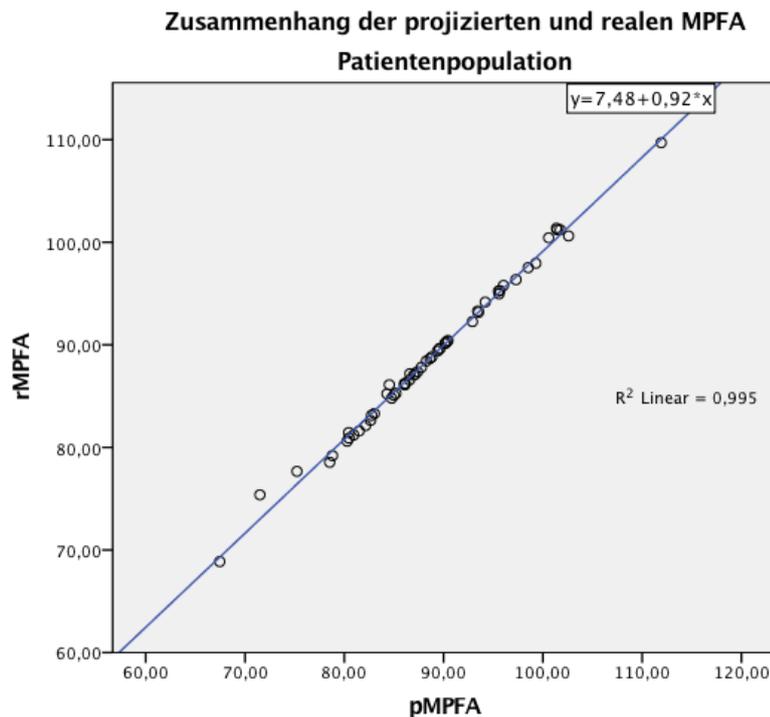
**Abbildung 49:** Zusammenhang zwischen projiziertem CCDW und MPFA. Statistisch hochsignifikante Korrelation (Kendal's Tau-b: 0,530;  $p < 0,001$ ;  $N = 55$ ). (Graphik erstellt mit SPSS)



**Abbildung 50:** Zusammenhang zwischen realem CCDW und MPFA. Statistisch hochsignifikante Korrelation (Pearson: 0,811, Signifikanz  $p < 0,001$ ,  $N=55$ ). (Graphik erstellt mit SPSS)



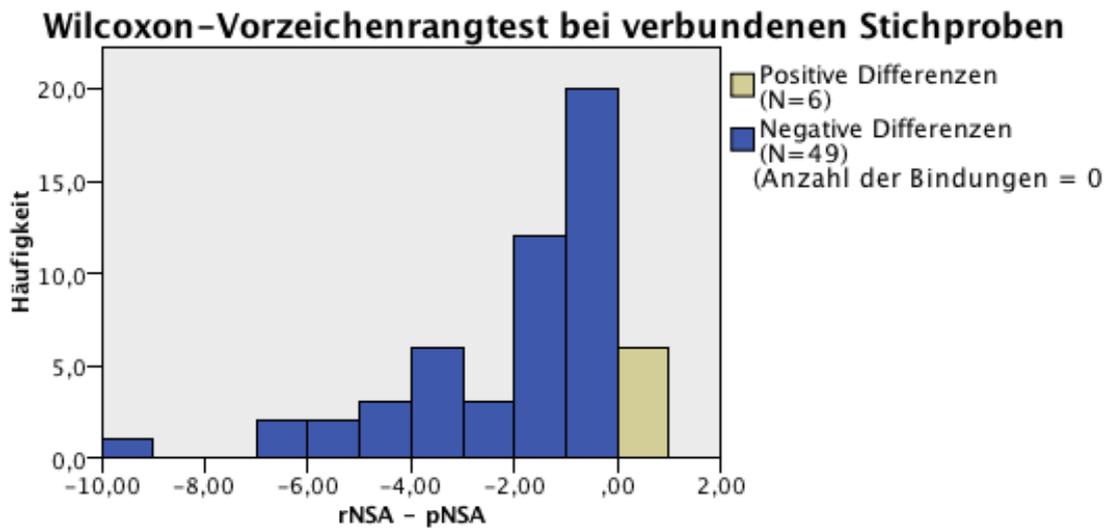
**Abbildung 51:** Zusammenhang zwischen projiziertem und realem CCDW. Statistisch hochsignifikante Korrelation (Kendall-Tau-b 0,799,  $p < 0,001$  zweiseitig,  $N=55$ ). (Graphik erstellt mit SPSS)



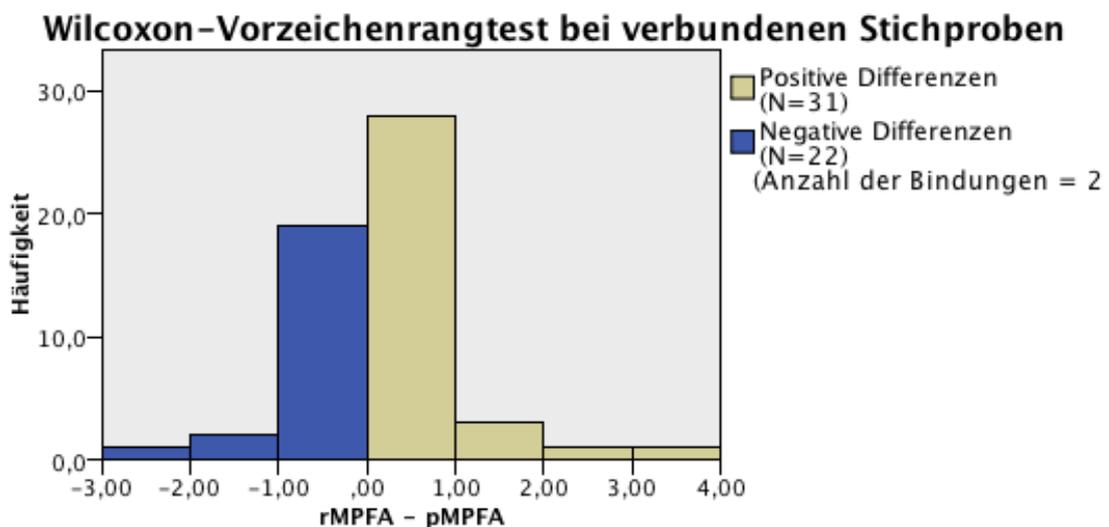
**Abbildung 52:** Zusammenhang zwischen projiziertem und realem MPFA. Statistisch hochsignifikante Korrelation (Pearson 0,997,  $p < 0,001$ ,  $N = 55$ ). (Graphik erstellt mit SPSS)

Die Streudiagramme zeigen etwa gleich große Zusammenhänge der projizierten und der realen Winkel untereinander, über 60% der Streuung der y-Werte wird jeweils durch die lineare Abhängigkeit von x erklärt ( $R^2 > 0,60$ ). Der Zusammenhang von pCCD zu rCCD ist deutlich ausgeprägter, und beim MPFA besteht ein nahezu rein positiv linearer Zusammenhang zwischen realen und projizierten Winkeln mit sehr hohem Bestimmtheitsmaß ( $R^2$ ) und Korrelationskoeffizienten.

Die **Signifikanztests** wurden entsprechend den nicht normalverteilten Differenzen der Messpaare mit dem Wilcoxon-Test als nicht parametrischer Test für abhängige Stichproben durchgeführt. Dieser ergab einen signifikanten Unterschied zwischen „pCCD“ und „rCCD“, während der Unterschied „pMPFA“ und „rMPFA“ nicht signifikant war.



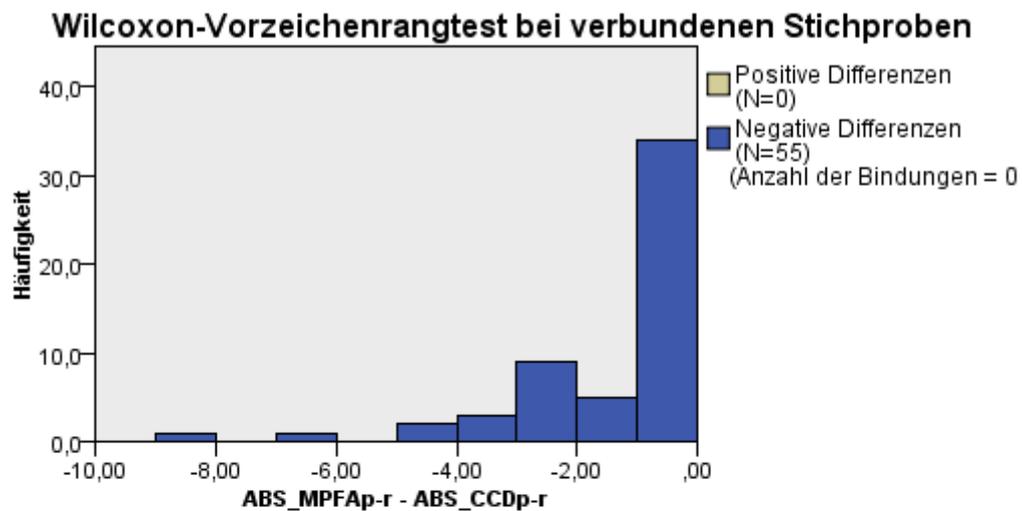
**Abbildung 53:** Verteilung der Differenzen zwischen realen und projizierten CCDWn. Statistisch hochsignifikanter Unterscheid zwischen realen und projizierten Winkeln (Asympt. Sign. <0,001 (zweiseitig); N=55). (Graphik erstellt mit SPSS)



**Abbildung 54:** Verteilung der Differenzen zwischen realen und projizierten MPFA-Winkeln. Die geringen Differenzen sind statistisch nicht signifikant (Asympt. Sign. <0,388 (zweiseitig); N=55). (Graphik erstellt mit SPSS)

Trotz der hohen Korrelation zwischen realen und projizierten Winkeln, sind die Differenzen zwischen diesen in der Patientenpopulation beim CCDW statistisch

signifikant, während dies beim MPFA nicht der Fall ist. Dementsprechend zeigt auch der Vergleich der absoluten Differenzen beider Winkel miteinander einen signifikanten Unterschied. Hierzu wurde der Wilcoxon-Test gewählt (Differenzen der Differenzen im Kolmogorov-Smirnov-Test nicht normalverteilt:  $p < 0,001$ ).



**Abbildung 55:** Signifikanter Unterschied der Differenzen (Absolutwerte) beim CCDW und beim MPFA zueinander (Asympt. Sig. Zweiseitig  $< 0,001$ ;  $N=55$ ;). (Graphik erstellt mit SPSS)

## 2.4. Zusammenfassung der Ergebnisse

Die **Validierung der mathematischen Formeln** war mittels eines Gerätes zur Simulation projizierter CCDW bzw. MPFA erfolgt. Es wurden 5 Messreihen á 13 Winkel ausgewertet ( $N=65$ ).

- Die Korrelationen zwischen gemessenen und berechneten Winkeln sind jeweils stark ausgeprägt und statistisch hochsignifikant.

- Die absolute Differenz zwischen gemessenen und berechneten Winkeln ist für die Formel #2 sehr gering:  $0,6 \pm 0,5$  (0,0; 2,2)°.
- Für die Formel #1 sind die entsprechenden Werte höher:  $1,4 \pm 1,2$  (0,0; 4,8)°.
- Die Formel #2 liefert Werte, die signifikant genauer mit den gemessenen Winkeln übereinstimmen, als die der Formel 1 ( $p < 0,001$ ).

*Fazit:* Die am Gerät gemessenen simulierten projizierten Winkel lassen sich mit der Formel #2 sehr genau vorhersagen. Die Validität der Formel wird daher angenommen.

Zur Untersuchung der **Rotationsstabilität von CCDW vs. MPFA aus mathematischer Sicht** wurden der normwertige CCDW / MPFA in beide Formeln eingesetzt und so die zugehörigen projizierten Winkel für zunehmenden Rotationseinfluss (bis  $\pm 60^\circ$ , Zunahme in  $10^\circ$ -Schritten, N=13) berechnet. Es folgte der Vergleich der rotationsbedingten Abweichungen für beide Winkel. Der Fokus der Betrachtung liegt aufgrund der vorherigen Ergebnisse auf den mit der Formel #2 berechneten Werten.

- Beim MPFA ist die Abweichung sehr gering:  $-1,9 \pm 2,2$  (-7,4; 0,0)°
- Beim CCDW ist die Abweichung höher:  $7,1 \pm 7,1$  (0,0; 22,0)°
- Die Abweichung (Absolutwerte) des MPFA ist signifikant geringer als die des CCDW ( $p=0,05$  im Wilcoxon-Test)
- Die Messungen im Versuchsaufbau bestätigen die geringeren Abweichung zusätzlich

*Fazit:* Die Rotationsstabilität des normwertigen MPFA ist signifikant höher als die des normwertigen CCDWs.

Die **Rotationsbedingten Messabweichungen in der Patientenpopulation** wurden anhand der Umkehrung der Formel #2 berechnet. So wurden die realen CCDW / MPFA der Patientenpopulation (N=55) aus den in den Bilddatensätzen gemessenen projizierten Winkeln rechnerisch rekonstruiert. Unter der impliziten Annahme, dass lediglich der ATW der Patienten als unkompensierter Rotationseinfluss vorliegt, wurde

das Ausmaß rotationsbedingter Messabweichungen in den Röntgen-Projektionsabbildungen quantitativ darstellbar.

- Die Abweichungen beim CCDW betragen:  $1,9 \pm 4,5$  (-0,1; 10,0)
- Die Abweichungen beim MPFA betragen:  $-0,1 \pm 0,9$  (-3,9; 2,2)
- Die größeren Abweichungen beim CCDW sind statistisch signifikant, während die Abweichungen beim MPFA dies nicht waren.
- Die Abweichungen beim CCDW sind signifikant größer als beim MPFA.

*Fazit:* Die mittleren Abweichungen zwischen realen und projizierten Winkeln waren beim CCDW höher als beim MPFA. Beim CCDW erreichen die Abweichungen aufgrund höherer Streuung auch einen höheren Maximalwert. So muss in mindestens einem Fall (Abweichung  $10^\circ$ ) auch von klinischer Relevanz ausgegangen werden. Die Abweichungen beim MPFA hingegen betragen maximal  $3,9^\circ$ . Dieser Unterschied war statistisch hochsignifikant.

### 3. Diskussion

Die Schenkelhalsneigung ist ein wichtiger Parameter in der Analyse, Planung, Durchführung und Evaluation zahlreicher elektiver und dringlicher rekonstruktiver Operationen an der unteren Extremität. Die Messung der Schenkelhalsneigung in konventionellen Röntgenbildern wird von Rotationsfaktoren wie der Patientenpositionierung oder der Schenkelhals-Anteversion beeinflusst. Aufgrund der anatomisch-geometrischen Definition des MPFA, wurde dessen höhere Robustheit im Vergleich zum CCD-Winkel gegenüber Rotationseinflüssen und den resultierenden Messabweichungen angenommen. Die vorliegende Arbeit stellt erstmals den Einfluss von Torsion und Rotation auf die Projektionsabbildung des CCD-Winkels und des MPFA umfassend vergleichend dar.

**Methodisch** wurde dieser Einfluss hierzu zum einen aus mathematischer Sicht untersucht, indem erstmals die Position der Röntgendiode im Raum und Relation zum

Objekt mathematisch mitberücksichtigt wurde. Zum anderen wurden die erarbeiteten und überprüften mathematischen Zusammenhänge zu einer Patientenpopulation in Bezug gesetzt, wodurch der klinische Effekt von Torsion und Rotation auf die Projektionsabbildung quantitativ dargestellt wurde.

Die **Ergebnisse** zeigen nicht nur, dass eine sehr genaue mathematische Berechnung der projizierten Werte mit den erarbeiteten Formeln möglich ist, sondern auch, dass allein aufgrund der unterschiedlichen Definitionen der beiden Winkel der in den Projektionsabbildungen zu messende MPFA durch Rotationseinflüsse signifikant weniger verfälscht wird, als der CCD-Winkel. In unserer Stichprobe von 55 Patienten hatte dies signifikante Abweichungen beim CCD-Winkel zur Folge, während die Abweichungen beim MPFA sehr gering und statistisch nicht signifikant waren. Die Frage der klinischen Signifikanz der Ergebnisse erfordert zunächst eine Definition selbiger. Wird diese, wie bei Kay et al.<sup>30</sup>, als Abweichung von  $\geq 10^\circ$  vom realen Winkel definiert, so traf dies auf einen Fall in der Patientenpopulation zu (Anteversio von  $41^\circ$ , Abweichung des CCDW =  $10^\circ$ , des MPFA =  $-2^\circ$ ). Definiert man bereits eine Abweichung von  $\geq 5^\circ$  als klinisch signifikant, so kam es beim CCDW in 6 Fällen zu klinisch signifikanten Abweichungen, beim MPFA hingegen in keinem. Die Intra- und Interobserver-Reliabilität des CCD-Winkels liegt laut mehreren Studien zwischen  $\pm 2^\circ$  und  $\pm 6^\circ$ <sup>31</sup> und ist somit geringer als die Abweichungen, die an einigen in der vorliegenden Arbeit eingeschlossenen Patienten beobachtet wurden.

Die Studie hat folgende **Einschränkungen**:

Erstens ist die Erstellung eines Modells der komplexen Anatomie des Femurs mit grundlegenden Problemen verbunden. Beispielsweise wird im Modell angenommen, dass die Schaftachse und die Schenkelhalsachse einander schneiden, was auf die zweidimensionale Abbildung des proximalen Femurs im a.p.-Röntgen zutrifft, aber für die dreidimensionale Struktur des Femurs bezweifelt wird<sup>32</sup>. Die geometrischen Modelle und das Gerät zur Evaluation der hieraus abgeleiteten Formeln folgen jedoch

---

<sup>30</sup> Kay, Jaki, and Skaggs 2000.

<sup>31</sup> Burr et al. 1981; Henriksson 1980; Hermann and Egund 1998; Specogna et al. 2004; Wilson et al. 2011.

<sup>32</sup> Henriksson 1980; Jarrett et al. 2010.

dieser gängigen vereinfachenden Annahme. Somit steht eine Validierung der Formeln für das Femur noch aus und sollte als Gegenstand zukünftiger Untersuchungen, z.B. anhand von Leichenfemora, erfolgen.

Zweitens ist auch die Messung der Antetorsion im CT durch verschiedene Faktoren fehleranfällig<sup>33</sup>, wie z.B. eine unterschiedliche Höhe von Hüfte und Knie im Liegen, insbesondere bei adipösen Patienten.

Folgende Punkte werden als unkritisch betrachtet:

Die mathematischen Zusammenhänge wurden mittels eines Gerätes zur Simulation der Achsverhältnisse am proximalen Femur validiert. Dessen eigene Genauigkeit ist zwar nicht bekannt, so dass die hohe Korrelation zwischen gemessenen und berechneten Werten auch über den  $\alpha$ -Fehler hinaus zu einem gewissen Grad zufällig sein könnte. Aufgrund der Ableitung von einem sehr realitätsnahen Modell wurde diese Hypothese aber verworfen und die Validität der Formel angenommen.

Die in der Patientenpopulation gemessenen Werte  $pCCDW = 132 \pm 8$  (114;151)°,  $pMPFA = 89 \pm 8$  (67;112)°, und  $rATW = 13 \pm 12$  (-10; 40)° sind mit den Angaben anderer Autoren gut vergleichbar<sup>34</sup>. Die kritische Überlegung, ob die stärkeren Abweichungen des CCD-Winkels Resultat einer breiteren Streuung der Werte seien, und somit gar nicht auf geringere Aussagekraft der Werte schließen lassen, wurde verworfen, da das Streuungsmaß der in der Patientenpopulation gemessenen CCD-Winkel nicht größer, sondern kleiner war als beim MPFA.

Die Verwendung des MPFA als Maß der Schenkelhalsneigung, ist an eine normale Konfiguration des Trochanter major gebunden, insbesondere beim Vergleich unterschiedlicher Patienten. In der Patientenpopulation der vorliegenden Arbeit waren die Streuungen der projizierten MPFA und der projizierten CCD-Winkel jedoch vergleichbar groß, so dass eine relevante Variation der Trochanter-Konfiguration nicht angenommen wird.

---

<sup>33</sup> Jarrett et al. 2010; Keppler et al. 1997; Müller et al. 2001; Sugano, Noble, and Kamaric 1998.

<sup>34</sup> Liener et al. 1997; Paley and Herzenberg 2005; Yoshioka, Siu, and Cooke 1987.

In der **Literatur** wurden zwei weitere Studien gefunden, die den Einfluss von Torsion und Rotation auf die Projektion des proximalen Femurs untersucht haben:

Kay et al.<sup>35</sup> haben eine Studie mit einem einzelnen Leichenfemur und Projektionsabbildungen in verschiedenen Rotationspositionen durchgeführt. Sie kamen zu dem Schluss, dass bereits 7° Rotation eine Abweichung von > 10° verursachen kann. Die von den Autoren verwendete Formel wurde für verschiedene CCD-Winkel mit den Ergebnissen der in dieser Arbeit verwendeten Formel #2 verglichen, analog dem Vorgehen der bisherigen dargestellten Messungen. Dabei fielen teils deutliche Unterschiede auf, insbesondere bei kleineren CCD-Winkeln unter höherem Rotationseinfluss. Die Studie von Kay et al. untersucht nicht den MPFA. Monazzam et al.<sup>36</sup> haben eine ähnliche Studie durchgeführt mit einem einzelnen Leichenfemur durchgeführt, deren Fokus auf der Beziehung zwischen proximalem Femur und Acetabulum lag. Sie fanden eine lineare Beziehung zwischen projiziertem MPFA und Rotationseinfluss, während die Untersuchungen der vorliegenden Arbeit einen exponentiellen Zusammenhang fanden. Der CCD-Winkel wurde nicht untersucht.

Als **klinische Konsequenz** ergibt sich somit Folgendes:

Die Ergebnisse zeigen, dass der MPFA stabiler gegenüber Rotationseinflüssen ist, sowohl aus mathematischer Sicht, als auch in der untersuchten Patientenpopulation. Bei Patienten mit großem Rotationseinfluss, z.B. durch hohe Anteversion, kann der im a.p.-Röntgen gemessene projizierte CCD-Winkel in klinisch relevantem Ausmaß vom echten CCD-Winkel abweichen, der MPFA ist hingegen deutlich robuster.

Es wird daher empfohlen, bei jeder Bestimmung der Schenkelhalsneigung auch den MPFA zu messen und zu beurteilen. Besteht klinisch der Verdacht auf eine überdurchschnittlich hohe Antetorsion, sollte diese radiologisch mitbestimmt werden.

---

<sup>35</sup> Kay, Jaki, and Skaggs 2000.

<sup>36</sup> Monazzam et al. 2012.

## D) Quellen- und Abkürzungsverzeichnis

### 1. Literaturverzeichnis

Ajuwon, Ademola A., Ronak Desai, Kathleen Farhang, Colin E. Lasko, and Raymond W. Liu. 2015. An Anatomic Study on Whether the Patella is Centered in an Ideal Anteroposterior Radiograph of the Knee. *HSS journal: the musculoskeletal journal of Hospital for Special Surgery* 11 (2): 117–122.

Berman, L, R Mitchell, and D Katz. 1987. Ultrasound assessment of femoral anteversion. A comparison with computerised tomography. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 69 (2): 268–270.

Bernageau, J, and R Bourdon. 1968. [Direct tomographic measurement of the angle of declination (anteversion) of the femoral neck in adults]. *Revue du rhumatisme et des maladies ostéo-articulaires* 35 (4): 196–200.

Botser, Itamar B., George C. Ozoude, Dorea E. Martin, Aheed J. Siddiqi, Sivaraja Kuppaswami, and Benjamin G. Domb. 2012. Femoral Anteversion in the Hip: Comparison of Measurement by Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging, and Physical Examination. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 28 (5): 619–627.

Bouffard, Vicky, Mickael Begon, Annick Champagne, Payam Farhadnia, Pascal-André Vendittoli, Martin Lavigne, and François Prince. 2012. Hip joint center localisation: A biomechanical application to hip arthroplasty population. *World Journal of Orthopedics* 3 (8): 131–136.

Brückl, R, S Grunert, and B Rosemeyer. 1986. [Roentgenologic determination of the actual femoral neck-shaft and antetorsion angle. 2: Alternatives to the Rippstein and Müller procedure]. *Der Radiologe* 26 (6): 305–309.

Budin, E., and E. Chandler. 1957. Measurement of femoral neck anteversion by a direct method. *Radiology* 69 (2): 209–213.

Burr, D B, L T Cook, E V Cilento, N L Martin, D Lark, and M Asher. 1982. A method for radiographically measuring true femoral rotation. *Clinical orthopaedics and related research*

(167): 139–144.

Burr, D B, L T Cook, N L Martin, and M Asher. 1981. Measurement accuracy of proximal femoral geometry using biplanar radiography. *Journal of pediatric orthopedics* 1 (2): 171–179.

Cooke, T D, J Li, and R A Scudamore. 1994. Radiographic assessment of bony contributions to knee deformity. *The Orthopedic clinics of North America* 25 (3): 387–393.

Debrunner, Hans U., and Wolfgang Rüdiger Hepp. 2004. *Orthopädisches Diagnostikum. 7., überarb. u. aktual.* A. Thieme, Stuttgart.

Drehmann, Gustav. 1906. Über angeborene Coxa valga. *Verhandlungen dt. Ges. orthop. Chirurgie, 5. Kongress*: 179.

Dunlap, K, A R Shands Jr, L C Hollister Jr, J S Gaul Jr, and H A Streit. 1953. A new method for determination of torsion of the femur. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 35-A (2): 289–311.

Dunn, D M. 1952. Anteversion of the neck of the femur; a method of measurement. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 34-B (2): 181–186.

Fairbank, H. a. T. 1930. Congenital dislocation of the hip: With special reference to the anatomy. *British Journal of Surgery* 17 (67): 380–416.

Furmaier, A. 1950. [Diagnosis and therapy of epiphyseal coxa vara]. *Medizinische Klinik* 45 (22): 690–695.

Galeazzi, R. 1910. Über die Torsion des verrenkten oberen Femurendes und ihre Beseitigung. *Verh Dtsch Orthop Ges, 9. Kongr 1910. Z Orthop* 28: 334–352.

Gaugele, K. 1924. Zur Anatomie u. Röntgenologie des kindlichen Femur. *Z. orthop. Chir* 44: 439.

Gelberman, R. H., M. S. Cohen, S. S. Desai, P. P. Griffin, P. B. Salamon, and T. M. O'Brien. 1987. Femoral anteversion. A clinical assessment of idiopathic intoeing gait in children. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 69 (1): 75–79.

Gibson, R D. 1967. Anteversion of the femoral neck. A method of measurement. *Australasian*

*radiology* 11 (2): 163–169.

Glauner, Rolf, and Wolfgang Marquardt. 1956. *Röntgendiagnostik des Hüftgelenks*. Vol. 77. Thieme.

Gross, F., and H. Haike. 1970. Bestimmung der Genauigkeit und der Fehlerquellen des Rippsteinschen Verfahrens zur Messung der Antetorsion des coxalen Femurendes. *Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, mit besonderer Berücksichtigung der Frakturenlehre und der orthopädisch-chirurgischen Technik* 67 (3): 234–243.

Grunert, S, R Brückl, and B Rosemeyer. 1986. [Rippstein and Müller roentgenologic determination of the actual femoral neck-shaft and antetorsion angle. 1: Correction of the conversion table and study of the effects of positioning errors]. *Der Radiologe* 26 (6): 293–304.

Guenther, K P, R Tomczak, S Kessler, T Pfeiffer, and W Puhl. 1995. Measurement of femoral anteversion by magnetic resonance imaging--evaluation of a new technique in children and adolescents. *European journal of radiology* 21 (1): 47–52.

Haspl, M, and R Bilic. 1996. Assessment of femoral neck-shaft and antetorsion angles. *International orthopaedics* 20 (6): 363–366.

Henriksson, L. 1980. Measurement of femoral neck anteversion and inclination. A radiographic study in children. *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum* 186: 1–59.

Hermann, K L, and N Egund. 1998. Measuring anteversion in the femoral neck from routine radiographs. *Acta radiologica (Stockholm, Sweden: 1987)* 39 (4): 410–415.

Hernandez, R. J., M. O. Tachdjian, A. K. Poznanski, and L. S. Dias. 1981. CT determination of femoral torsion. *AJR. American journal of roentgenology* 137 (1): 97–101.

Hohmann, G. 1910. Zur Diagnose u. Pathologie der Antetorsion u. Retrotorsion bei der Kongenitalen Hüftverrenkung. *Z. orthop. Chir* 25: 157.

Høiseth, A, O Reikerås, and E Fønsteli. 1989. Evaluation of three methods for measurement of femoral neck anteversion. Femoral neck anteversion, definition, measuring methods and errors. *Acta radiologica (Stockholm, Sweden: 1987)* 30 (1): 69–73.

Jarrett, Delma Y, Amy M Oliveira, Kelly H Zou, Brian D Snyder, and Paul K Kleinman. 2010. Axial oblique CT to assess femoral anteversion. *AJR. American journal of roentgenology* 194 (5): 1230–1233.

Kay, R M, K A Jaki, and D L Skaggs. 2000. The effect of femoral rotation on the projected femoral neck-shaft angle. *Journal of pediatric orthopedics* 20 (6): 736–739.

Keppler, Peter, W Strecker, D Liebscher, and L Kinzl. 1997. [Projection errors in computerised tomographic determination of torsion angles and length of the lower limb]. In *Strecker W, Keppler P, Kinzl L, eds. [Post-traumatic leg deformities. Analysis and correction]*, 55–64. 1st ed. Berlin: Springer.

Keppler, P., W. Strecker, L. Kinzl, M. Simmnacher, and L. Claes. 1999. Die sonographische Bestimmung der Beingeometrie. *Der Orthopäde* 28 (12): 1015–1022.

Kingsley, P C, and K L Olmsted. 1948. A study to determine the angle of anteversion of the neck of the femur. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 30A (3): 745–751.

Koenig, G. 1972. [A practical method for the determination of the angle of antetorsion and neck-shaft angle of the femur]. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 110 (1): 76–82.

Koenig, James Karl, Maya E. Pring, and Jerry R. Dwek. 2012. MR evaluation of femoral neck version and tibial torsion. *Pediatric Radiology* 42 (1): 113–115.

Kulig, Kornelia, Kellee Harper-Hanigan, Richard B. Souza, and Christopher M. Powers. 2010. Measurement of femoral torsion by ultrasound and magnetic resonance imaging: concurrent validity. *Physical Therapy* 90 (11): 1641–1648.

Lang, J., W. Wachsmuth, and T. Lanz. 2003. [Practical Anatomy. Leg and Statics: A Text Book and Assistance of Anatomical Basics of Medical Practice]. 159. 2nd ed. Berlin: Springer.

Lausten, G S, F Jørgensen, and J Boesen. 1989. Measurement of anteversion of the femoral neck. Ultrasound and computerised tomography compared. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 71 (2): 237–239.

Lecerf, G., M. H. Fessy, R. Philippot, P. Massin, F. Giraud, X. Flecher, J. Girard, P. Mertl, E. Marchetti, and E. Stindel. 2009. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment,

implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research: OTSR* 95 (3): 210–219.

Lee, D Y, C K Lee, and T J Cho. 1992. A new method for measurement of femoral anteversion. A comparative study with other radiographic methods. *International orthopaedics* 16 (3): 277–281.

Leger, W. 1952. [Determination of the torsion of the neck of the femur]. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 81 (4): 583–592.

Liener, UC, W Strecker, G Suger, and L Kinzl. 1997. [Physiological relations of axes of the lower limb]. In *Strecker W, Keppler P, Kinzl L, eds. [Post-traumatic leg deformities. Analysis and correction]*, 72. 1st ed. Berlin: Springer.

Magilligan, D J. 1956. Calculation of the angle of anteversion by means of horizontal lateral roentgenography. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 38-A (6): 1231–1246.

Mahboubi, S., and H. Horstmann. 1986. Femoral torsion: CT measurement. *Radiology* 160 (3): 843–844.

Manlot, G., and J. Sauvegrain. 1968. Direct tomographic measurement of the angle of anteversion of the femoral neck in children]. In *Annales de radiologie*, 11:304. Vol. 11.

Matzen, P. F., and H. Unger. 1956. Gerät zur Bestimmung des Antetorsionswinkels des Schenkelhalses. *Zentralbl Chir* 81: 1949.

Metz, R. 1964. [A CONTRIBUTION TO SIMPLIFIED DETERMINATION OF THE ANTETORSION ANGLE OF THE FEMUR NECK]. *Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie* 56: 85–90.

Meyer, A. 1924. Über die Torsion des Schenkelhalses u. ihre Bedeutung für die Behandlung der angeb. *Hüftgelenks Verrenkung*. *Arch. orthop. Unfall-Chir* 22: 240.

Miller, F, M Merlo, Y Liang, P Kupcha, J Jamison, and H T Harcke. 1993. Femoral version and neck shaft angle. *Journal of pediatric orthopedics* 13 (3): 382–388.

Monazzam, Shafagh, James D Bomar, Mandar Agashe, and Harish S Hosalkar. 2012. Does Femoral Rotation Influence Anteroposterior Alpha Angle, Lateral Center-edge Angle, and Medial Proximal Femoral Angle? A Pilot Study. *Clinical orthopaedics and related research*.

Mootha, Aditya Krishna, Raghav Saini, Mandeep Singh Dhillon, Sameer Aggarwal, Vishal Kumar, and Sujit Kumar Tripathy. 2010. MRI evaluation of femoral and acetabular anteversion in developmental dysplasia of the hip. A study in an early walking age group. *Acta Orthopaedica Belgica* 76 (2): 174–180.

Moulton, A, and S S Upadhyay. 1982. A direct method of measuring femoral anteversion using ultrasound. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 64 (4): 469–472.

Müller, ME. 1957. *Die hüftnahen Femurosteotomien*. Thieme.

Müller, O, F Martini, M Haller, M Schaich, and S Sell. 2001. [Quantification of position-related errors in measurement of antetorsion of the femur with computerized tomography--introduction of a method for positional correction]. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 139 (4): 317–325.

Paley, D., and J. Herzenberg, eds. 2005. *Principles of deformity correction*. Berlin: Springer.

Paley, D, J E Herzenberg, K Tetsworth, J McKie, and A Bhave. 1994. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *The Orthopedic clinics of North America* 25 (3): 425–465.

Peterson, H. A., R. A. Klassen, R. A. McLeod, and A. D. Hoffman. 1981. The use of computerised tomography in dislocation of the hip and femoral neck anteversion in children. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 63-B (2): 198–208.

Phillips, H O, W B Greene, W B Guilford, C A Mittelstaedt, G Gaisie, L M Vincent, and C Durell. 1985. Measurement of femoral torsion: comparison of standard roentgenographic techniques with ultrasound. *Journal of pediatric orthopedics* 5 (5): 546–549.

Reikerås, O., I. Bjerkreim, and A. Kolbenstvedt. 1983. Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 54 (1): 18–23.

Reikerås, O, A Høiseith, and A Reigstad. 1985. Evaluation of the Dunlap/Rippstein method for determination of femoral neck angles. *Acta radiologica: diagnosis* 26 (2): 177–179.

Reikerås, Olav, and Arne Høiseith. 1989. Torsion of the leg determined by computed tomography. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 60 (3): 330–333.

Richard, G. 1950. [Roentgenological method in determination of the torsion angle]. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 79 (4): 636–644.

Rippstein, J. 1955. [Determination of the antetorsion of the femur neck by means of two x-ray pictures]. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 86 (3): 345–360.

Roebuck, E. J. 1966. A radiological method to determine the angle of femoral neck anteversion in children. *Guy's Hospital reports* 115 (2): 119.

Rogers, Perry S. 1931. A method for determining the angle of torsion of the neck of the femur. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 13 (4): 821–824.

Ryder, C T, and L Crane. 1953. Measuring femoral anteversion; the problem and a method. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 35-A (2): 321–328.

Schultz, Ph J. 1924. Die Darstellung des Torsionswinkels vom Femur mit Hilfe von Rontgenstrahlen. *Zeitschr. Orthop. Chir* 44: 325–334.

Schwetlick, W. 1968. [A method for the determination of the femur neck inclination- and antetorsion angle by cineroentgenography]. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 104 (2): 288–291.

Seyss, R. 1967. [Lateral picture of the hip joint; specifically in relation to the determination of the torsion-angle]. *Monatsschrift für Unfallheilkunde, Versicherungs-, Versorgungs- und Verkehrsmedizin* 70 (6): 243–248.

Soutter, R, and E.H. Bradford. 1903. Twists in normal and in congenitally dislocated femora. 78: 1071–1077.

Specogna, Adrian V, Trevor B Birmingham, Jerome J DaSilva, Jaques S Milner, Jacqueline Kerr, Michael A Hunt, Ian C Jones, Thomas R Jenkyn, Peter J Fowler, and J Robert Giffin.

2004. Reliability of lower limb frontal plane alignment measurements using plain radiographs and digitized images. *The Journal of Knee Surgery* 17 (4): 203–210.

Stewart, S. F., and R. G. Karshner. 1926. Congenital dislocation of the hip. A method of determining the degree of antetorsion of the femoral neck. *Am. J. Roentgenol* 15: 258–260.

Strecker, W, P Keppler, F Gebhard, and L Kinzl. 1997. Length and torsion of the lower limb. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 79 (6): 1019–1023.

Sudbrack. 1929. Darstellung der Antetorsion und Retrotorsion des Schenkelhalses mit dem Beyerlschen Stereographen. *Verh. Dt. Orthop. Ges., Beiheft Z. orthop. Chir.* 1930: 52.

Sugano, N, P C Noble, and E Kamaric. 1998. A comparison of alternative methods of measuring femoral anteversion. *Journal of computer assisted tomography* 22 (4): 610–614.

Sutter, Reto, Tobias J. Dietrich, Patrick O. Zingg, and Christian W. A. Pfirrmann. 2015. Assessment of Femoral Antetorsion With MRI: Comparison of Oblique Measurements to Standard Transverse Measurements. *AJR. American journal of roentgenology* 205 (1): 130–135.

Takai, S., K. Sakakida, F. Yamashita, F. Suzu, and F. Izuta. 1985. Rotational alignment of the lower limb in osteoarthritis of the knee. *International Orthopaedics* 9 (3): 209–215.

Terjesen, T, and S Anda. 1990. Ultrasound measurement of femoral anteversion. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 72 (4): 726–727.

Thaller, P. H., R. Baumgart, R. Burghardt, S. Knuellig, D. Buerklein, and W. Mutschler. 2005. Digital imaging in lower limb bone deformities—standards and new perspectives. In *International Congress Series*, 1281:154–158. Vol. 1281.

Tomczak, R. J., K. P. Guenther, A. Rieber, P. Mergo, P. R. Ros, and H. J. Brambs. 1997. MR imaging measurement of the femoral antetorsional angle as a new technique: comparison with CT in children and adults. *AJR. American journal of roentgenology* 168 (3): 791–794.

Upadhyay, S S, T O’Neil, R G Burwell, and A Moulton. 1987. A new method using ultrasound for measuring femoral anteversion (torsion): technique and reliability. *The British journal of radiology* 60 (714): 519–523.

Waidelich, H. A., W. Strecker, and E. Schneider. 1992. [Computed tomographic torsion-angle and length measurement of the lower extremity. The methods, normal values and radiation load]. *RöFo: Fortschritte Auf Dem Gebiete Der Röntgenstrahlen Und Der Nuklearmedizin* 157 (3): 245–251.

Weiner, D. S., A. J. Cook, W. A. Hoyt, and C. E. Oravec. 1978. Computed tomography in the measurement of femoral anteversion. *Orthopedics* 1 (4): 299–306.

Widjaja, P. M., J. W. Ermers, S. Sijbrandij, H. Damsma, and A. C. Klinkhamer. 1985. Technique of torsion measurement of the lower extremity using computed tomography. *Journal of Computer Assisted Tomography* 9 (3): 466–470.

Wilson, J D, W Eardley, S Odak, and A Jennings. 2011. To what degree is digital imaging reliable? Validation of femoral neck shaft angle measurement in the era of picture archiving and communication systems. *The British journal of radiology* 84 (1000): 375–379.

Yoshioka, Y, D Siu, and T D Cooke. 1987. The anatomy and functional axes of the femur. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 69 (6): 873–880.

Zarate, R., C. Cuny, and P. Sazos. 1983. Determination of femur neck anteversion by echography]. *Journal de radiologie* 64 (5): 307.

## 2. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 01: Vom Autor .....	3
Abbildung 02: Vom Autor .....	4
Abbildung 03: Grifka, Joachim. 2005. Orthopädie und Unfallchirurgie in Frage und Antwort. Elsevier,Urban&FischerVerlag. ....	4
Abbildung 04: Pöschl, M. 1971. Juvenile Osteo-Chondro-Nekrosen. Anhang. Coxa Vara Congenita und Protrusio Acetabuli Coxae. Springer-Verlag. S.203. ....	5
Abbildung 05: LMU München. H. Thun. ....	8
Abbildung 06: LMU München. H. Thun. ....	9
Abbildung 07: Lang, J., and W. Wachsmuth. 2003. Lanz / Wachsmuth Praktische Anatomie. Bein und Statik. Ein Lehr- und Hilfsbuch der anatomischen Grundlagen ärztlichen Handelns. Springer.....	10
Abbildung 08: Glogowski, G. 1962. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 1962 Bei.heft zu Bd. 95. Nach Lanz V, Mayet A. ....	11
Abbildung 09: Pauwels, F. 1948. [Not Available]. Zeitschrift Für Anatomie Und Entwicklungsgeschichte 114 (1-2). 129–166. ....	12
Abbildung 10: Erlacher, Philipp J. 1928. Die Technik des orthopädischen Eingriffs. Wien. Springer. Available from < <a href="http://link.springer.com/10.1007/978-3-7091-9905-3">http://link.springer.com/10.1007/978-3-7091-9905-3</a> >. Accessed 17 April 2016. ....	18
Abbildung 11: Müller, ME. 1957. Die hüftnahen Femurosteotomien. Thieme.....	19
Abbildung 12: Rogers, Perry S. 1931. A method for determining the angle of torsion of the neck of the femur. The Journal of Bone & Joint Surgery 13 (4). 821–824.....	20
Abbildung 13: Rippstein, J. 1955. [Determination of the antetorsion of the femur neck by means of two x-ray pictures]. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 86(3) 345–360.....	23

Abbildung 14: Waldt, Simone, Matthias Eiber, and Klaus Wörtler. 2011. Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie. 1st ed. Thieme, Stuttgart. ....	24
Abbildung 15: Rippstein, J. 1955. [Determination of the antetorsion of the femur neck by means of two x-ray pictures]. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 86 (3)345–360. ....	24
Abbildung 16: Dihlmann, Wolfgang. 2002. Gelenke, Wirbelverbindungen. Klinische Radiologie einschließlich Computertomographie - Diagnose, Differentialdiagnose. Georg Thieme Verlag. ....	24
Abbildung 17: Magilligan, D J. 1956. Calculation of the angle of anteversion by means of horizontal lateral roentgenography. The Journal of bone and joint surgery. American volume 38-A (6) 1231–1246. ....	26
Abbildung 18: Pöschl, M. 1971. Juvenile Osteo-Chondro-Nekrosen. Anhang. Coxa Vara Congenita und Protrusio Acetabuli Coxae. Springer-Verlag. S.203 .....	27
Abbildung 19: Schwetlick, W. 1968. [A method for the determination of the femur neck inclination- and antetorsion angle by cineroentgenography]. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 104 (2). 288–291.....	28
Abbildung 20: Koenig, G. 1972. [A practical method for the determination of the angle of antetorsion and neck-shaft angle of the femur]. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 110 (1). 76–82.....	29
Abbildung 21: Koenig, G. 1972. [A practical method for the determination of the angle of antetorsion and neck-shaft angle of the femur]. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 110 (1). 76–82.....	30
Abbildung 22: Koenig, G. 1972. [A practical method for the determination of the angle of antetorsion and neck-shaft angle of the femur]. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 110 (1). 76–82.....	31
Abbildung 23: <a href="http://www.antetorsion.org/?navi=infos&amp;lang=">http://www.antetorsion.org/?navi=infos&amp;lang=</a> ).....	34

Abbildung 24: Moulton, A, and S S Upadhyay. 1982. A direct method of measuring femoral anteversion using ultrasound. The Journal of bone and joint surgery. British volume 64 (4). 469–472.....	37
Abbildung 25: Kay, R M, K A Jaki, and D L Skaggs. 2000. The effect of femoral rotation on the projected femoral neck-shaft angle. Journal of pediatric orthopedics 20 (6) 736–739.....	40
Abbildung 26: Laubenberger, Theodor, and Jörg Laubenberger. 1999. Technik der medizinischen Radiologie. Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz; für Ärzte, Medizinstudenten und MTRA .....	41
Abbildung 27: Vom Autor erstellt.....	42
Abbildung 28: bearbeitet nach <a href="http://en.rayence.com/en//products/537">http//en.rayence.com/en//products/537</a> .....	43
Abbildung 29: LMU München. H. Thun. ....	44
Abbildung 30: LMU München. H. Thun. ©LMU .....	45
Abbildung 31: LMU München. H. Thun. ©LMU .....	47
Abbildung 32: LMU München. H. Thun. ©LMU .....	48
Abbildung 33: LMU München. H. Thun. ©LMU .....	49
Abbildung 34: Vom Autor .....	52
Abbildung 35: Vom Autor .....	53
Abbildung 36: Vom Autor erstellt.....	60
Abbildung 37: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	63
Abbildung 38: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	64
Abbildung 39: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	65
Abbildung 40: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	65

Abbildung 41: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	66
Abbildung 42: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	67
Abbildung 43: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	67
Abbildung 44: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	70
Abbildung 45: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	70
Abbildung 46: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	73
Abbildung 47: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	74
Abbildung 48: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	74
Abbildung 49: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	75
Abbildung 50: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	76
Abbildung 51: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	76
Abbildung 52: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	77
Abbildung 53: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	78
Abbildung 54: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	78
Abbildung 55: SPSS Statistics 24 - Analyseausgabe.....	79

### 3. Abkürzungen

- a.p. antero-posterior
- ATW Antetorsions-Winkel
- CC Caput Centrum
- CCDW CCD-Winkel (Caput-Collum-Diaphysen-Winkel)
- FDA / FDD Fokus-Detektor-Abstand / -Distanz
- FOA / FOD Fokus-Objekt-Abstand / -Distanz
- IAA Intersektionspunkt der Achsen
- IAACD Intersektionspunkt der Achsen – Caput-Distanz
- LAiS Lange Aufnahme im Stehen (Ganzbeinröntgen)
- MPCD Mid Pelvis Caput Distanz
- MPFA Medialer Proximaler Femur-Winkel
- ODA / ODD Objekt-Detektor-Abstand /-Distanz
- OS Offset
- p.a. postero-anterior
- rATW / pATW realer / projizierter ATW
- rCCDW / pCCDW realer / projizierter CCDW
- rMPFA / pMPFA realer / projizierter MPFA

# E) Anhang

## 1. Bescheid der Ethikkommission



Ethikkommission · Pettenkoferstr. 8 · 80336 München

Herrn  
Dr. N. Degen  
Zieblandstr. 30  
80798 München

Vorsitzender:  
Prof. Dr. W. Eisenmenger  
Telefon+49 (0)89 5160 - 5191  
Telefax+49 (0)89 5160 - 5192  
Ethikkommission@  
med.uni-muenchen.de

[www.ethikkommission.med.uni-muenchen.de](http://www.ethikkommission.med.uni-muenchen.de)

Postanschrift:  
Pettenkoferstr. 8a  
D-80336 München

Hausanschrift:  
Pettenkoferstr. 8  
D-80336 München

München, 03.12.2013 sc

<b>Titel:</b>	<b>Der Einfluss der Rotation des Femur auf die Messung der Schenkelhalsneigung. MPFA vs. CCD- Winkel</b>
<b>Antragsteller:</b>	<b>Dr. Nikolaus Degen</b>
<b>UE Nr</b>	<b>172-13</b>

Sehr geehrter Herr Kollege Degen,

haben Sie besten Dank für Ihr Schreiben vom 02.12.2013, mit dem Sie um eine Unbedenklichkeitserklärung für das o. g. Projekt bitten.

Sofern Sie Ihre Untersuchungen nur retrospektiv anhand von Bilddatensätze aus den Studienakten durchführen, die Sie in irreversibel anonymisierter Form erheben und bearbeiten, d. h. dass auch die Bearbeiter /Prüfer keinen Rückschluss auf die personenbezogenen Daten der Patienten erhalten, bestehen keine ethisch-rechtlichen Bedenken gegen dieses Projekt.

Vorsorglich möchte ich darauf hinweisen, dass auch bei einer positiven Beurteilung Ihres Vorhabens die Verantwortung für die Durchführung des Projektes uneingeschränkt bei Ihnen und Ihren Mitarbeitern verbleibt.

Für Ihre Untersuchungen wünsche ich Ihnen viel Erfolg.

Mit freundlichen Grüßen

  
Prof. Dr. W. Eisenmenger  
Vorsitzender der Ethikkommission

Mitglieder der Kommission:  
Prof. Dr. W. Eisenmenger (Vorsitzender), Prof. Dr. E. Held (stellv. Vorsitzender)  
PD Dr. Th. Beinert, Prof. Dr. H. U. Gallwas, Prof. Dr. D. Kunze, Dr. V. Mönch, Prof. Dr. H. H. Müller, Prof. Dr. R. Penning, Prof. Dr. K. Hahn, Prof. Dr. K. Pfeifer, Dr. Ch. Zach

## 2. Eidesstattliche Versicherung

### Eidesstattliche Versicherung

Degen, Nikolaus

---

Name, Vorname

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

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.

---

Ort, Datum

---

Unterschrift Doktorandin/Doktorand

### **3. Danksagung**

Ich möchte Herrn Dr. med. P.H. Thaller herzlich danken, sowohl für die Bereitstellung des Themas als auch für die kontinuierliche Betreuung bei der Erstellung der Arbeit, sowie Herrn Prof. Dr. med. E. Euler für die stetige Begleitung als habilitierter Betreuer.

Besonderer Dank gilt außerdem Herrn Prof. Dr. T. Vogel von der Mathematischen Fakultät der LMU, der mich höchst effizient bei der Erstellung der mathematischen Formeln unterstützte und korrigierte.

Zudem danke ich Herrn R. Hornung (M.Sc.) vom Institut für Medizinische Informationsverarbeitung, Biometrie und Epidemiologie der LMU für seine freundliche Beratung im Zusammenhang mit der statistischen Auswertung, sowie Frau H. Thun vom MultiMediaLabor Campus Innenstadt der LMU für die Erstellung diverser anschaulicher Graphiken.