

Aus der  
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie  
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München



**Outcomeanalyse von orthogeriatrischen Patienten  
nach endoprothetischer Versorgung des Hüftgelenks**

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

vorgelegt von

**Caroline Elisabeth Stenzel**

aus Haan

Jahr  
2024

---

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität München

Erstes Gutachten: Prof. Dr. med. Christian Zeckey, MHBA

Zweites Gutachten: Prof. Dr. Bernd Wegener

Drittes Gutachten: Prof. Dr. Bernhard Heimkes

Promovierter Mitbetreuer: Dr. med. Alexander Keppler

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 06.02.2024

# Inhaltsverzeichnis

<b>I.</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	4
<b>II.</b>	<b>Abstract (English)</b> .....	6
<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	8
1.1	<b>Epidemiologie und Bedeutung für die Gesellschaft</b> .....	8
1.2	<b>Anatomischer Aufbau der Hüfte</b> .....	9
1.3	<b>Bandapparat und Mechanik des Hüftgelenks</b> .....	10
1.4	<b>Schenkelhalsfrakturen</b> .....	11
1.4.1	<b>Klassifikation von Schenkelhalsfrakturen</b> .....	11
1.4.2	<b>Versorgung von Schenkelhalsfrakturen</b> .....	15
1.5	<b>Biomechanische Parameter</b> .....	17
1.5.1	<b>Beinlängendifferenz</b> .....	17
1.5.2	<b>Femoraler Offset</b> .....	18
1.6	<b>Zielsetzung</b> .....	19
<b>2</b>	<b>Material und Methoden</b> .....	21
2.1	<b>Darstellung des Patientenkollektivs</b> .....	21
2.2	<b>Vermessung der postoperativen Röntgenbilder</b> .....	22
2.2.1	<b>Verwendete Röntgendiagnostik und Software</b> .....	22
2.2.2	<b>Vermessung der Beinlängendifferenz</b> .....	23
2.2.3	<b>Vermessung des FO und FORC</b> .....	24
2.3	<b>Verwendete mathematische Methodik</b> .....	25
2.4	<b>Ganganalyse mittels Loadsol® -Sohlen</b> .....	26
2.5	<b>Verwendete Fragebögen</b> .....	29
2.5.1	<b>Harris Hip Score</b> .....	29
2.5.2	<b>Parker Mobility Score</b> .....	30
2.5.3	<b>Barthel Index</b> .....	30
2.5.4	<b>Timed „Up and Go“-Test</b> .....	30
2.6	<b>Verwendete statistische Methode</b> .....	31
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	32
3.1	<b>Charakteristika der Studienpopulation</b> .....	32
3.2	<b>Deskriptive Statistik des ersten Patientenkollektivs</b> .....	32
3.3	<b>Induktive Auswertungen des Patientenkollektivs</b> .....	35

3.4	Deskriptive Statistik – Das „Follow-Up“ Patientenkollektiv.....	39
3.4.1	Entwicklung der Gangparameter im zeitlichen Verlauf in Abhängigkeit..	43
	der Größe von FORC und Beinlängendifferenz .....	43
3.5	Induktive Auswertungen des „Follow-up“ Patientenkollektivs .....	55
3.6	Zeitliche Entwicklung.....	57
4	Diskussion .....	60
4.1	Einordnung der Ergebnisse .....	60
4.2	In der Vergangenheit erhobene Studienergebnisse .....	62
4.3	Stärken und Schwächen dieser Studie.....	64
4.4	Ausbruch und Einfluss des Covid-19 Virus .....	66
4.5	Schlussfolgerung und Ausblick .....	67
III.	Abkürzungsverzeichnis.....	69
IV.	Abbildungsverzeichnis .....	70
V.	Tabellenverzeichnis .....	72
VI.	Literaturverzeichnis.....	73
VII.	Eidesstattliche Versicherung.....	79
VIII.	Danksagung.....	80

## I. Zusammenfassung

Biomechanische Hüftgelenkparameter und deren Auswirkung auf die postoperative Mobilität und Funktionalität gehören zu den viel diskutierten Themen in der Optimierung der endoprothetischen Hüftversorgung. Neben der Risikoreduktion von Beinlängendifferenzen wird die adäquate Rekonstruktion des Femoralen Offsets als essenziell für ein zufriedenstellendes Outcome eingestuft. Lechler et al. entwickelten erstmalig eine mathematische Methode, die es erlaubte, die zuvor als Störfaktor fungierende Hüftrotation zu eliminieren, und die Bestimmung eines rotationskorrigierten Femoralen Offsets (FORC) ermöglichte. In dieser Arbeit wurde der Einfluss der adäquaten Rekonstruktion von biomechanischen Parametern auf das postoperative Outcome analysiert. Hierfür konnten insgesamt 66 Patienten, die hemi- oder totalendoprothetisch bei Z. n. traumatischer Schenkelhalsfraktur versorgt wurden, in die Studie miteinbezogen werden. Neben der Verwendung von in der Endoprothetik gängigen Fragebögen und *scores* wie dem Parker Mobility Score, dem Barthel Index, dem Harris Hip Score oder dem Timed „Up and Go-Test“ konnte bei allen Patienten eine ausführliche Ganganalyse mittels drucksensitiver Einlegesohlen der Firma loadsol® durchgeführt werden.

53 Patienten, die das erste Patientenkollektiv bilden, wurden im Rahmen ihres stationären Aufenthaltes in der unfallchirurgischen Klinik untersucht und vermessen. Insgesamt 17 Patienten konnten dem „Follow-up“ Patientenkollektiv zugeordnet werden, bei dem neben den stationären Messungen auch Folgemessungen nach jeweils 6 Wochen, 12 Wochen bzw. 6 Monaten postoperativ im Rahmen von ambulanten Nachsorgeuntersuchungen möglich waren.

Als Studienhypothese galt es den Einfluss des rotationskorrigierten Femoralen Offsets auf die postoperative Mobilität und das funktionelle Outcome nach endoprothetischer Versorgung von medialen Schenkelhalsfrakturen zu untersuchen. Hierzu wurden festgelegte Parameter aus der Ganganalyse sowie die Ergebnisse der *scores* untersucht. Ferner sollte auch der Einfluss der Beinlängendifferenz als zweitem biomechanischen Parameter analysiert werden.

Im Rahmen dieser Studie ergaben sich die folgenden Ergebnisse:

- In der ausschließlich stationär vermessenen Patientengruppe ergaben sich keine signifikanten Korrelationen zwischen dem biomechanischen Parameter FORC und den Parametern aus der Ganganalyse.
- Ferner ergab sich in derselben Gruppe kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem FORC und den Ergebnissen der *scores*, wie dem Parker Mobility Score und dem Barthel Index.

- Hinsichtlich des „Follow-up“ Patientenkollektivs ergaben sich einige positive Korrelationen zwischen einzelnen Parametern aus der Ganganalyse und dem FORC. Hierzu gehören die Parameter „Ganggeschwindigkeit nach 6 Monaten“, „Averaged Loading Rate der operierten Extremität stationär“, „Averaged Loading Rate der operierten Extremität nach 6 bzw. 12 Wochen“, „Loading Rate nach 12 Wochen bzw. 6 Monaten“ sowie „Averaged Contact Time stationär beider Extremitäten“.
- Negative Korrelationen ergaben sich lediglich zu den beiden Parametern „Averaged Contact Time der nicht operierten Extremität nach 12 Wochen“ sowie „Averaged Loading Rate der operierten Extremität stationär“.
- Bezüglich der *scores* korrelierten im Rahmen des „Follow-up“ Patientenkollektivs lediglich FORC und „Barthel Index stationär“ miteinander.
- Signifikante Zusammenhänge zwischen der vermessenen Beinlängendifferenz und den Parametern aus der Ganganalyse bzw. den *scores* konnten in keiner der beiden Patientengruppen nachgewiesen werden. Im Rahmen einer Subgruppenanalyse mit einer Unterteilung der beiden Gruppen anhand einer Beinlängendifferenz von 5 mm, ergaben sich lediglich beim „Follow-up“ Patientenkollektiv signifikante Ergebnisse, die jedoch aufgrund der kleinen Fallzahl mit Vorsicht zu interpretieren sind.
- Im Rahmen der Entgegensetzung von Parametern aus der Ganganalyse bzw. Ergebnissen aus den *scores* untereinander im zeitlichen Verlauf, ergaben sich einige positive Zusammenhänge, die mit einer Verbesserung von Mobilität und Funktionalität vereinbar sind.

Im Hinblick auf diese Ergebnisse und die daraus resultierenden signifikanten Korrelationen des „Follow-up“ Patientenkollektivs wäre es für zukünftige Studien mit ähnlicher Fragestellung ein interessanter Ansatz den Fokus primär auf die zeitliche Entwicklung zu legen und insbesondere Nachuntersuchungen in regelmäßigen zeitlichen Abständen noch stärker miteinzubeziehen.

## II. Abstract (English)

Two of the most discussed themes in connection with the optimization of the provision of endoprosthetic hip restoration are the relevance of biomechanical hip joint parameters and their effect on the postoperative mobility and functionality. Not only the reducing of the risk of leg length differences, but also an adequate reconstruction of the femoral offset are deemed to be essential for a satisfactory outcome. Lechler et al. were the first to develop a mathematical method that made it possible to eliminate the hip rotation that was a disturbing factor in the past, in addition to it being possible to determine a femoral offset rotation correction (FORC). The influence that the adequate reconstruction of biomechanical parameters has on the postoperative outcome is analysed in this paper. It was possible to recruit 66 patients with hemi or total prostheses with a status after a traumatic fracture of the femoral neck, for this study. In addition to using the standard endoprosthetics questionnaires and *scores* such as the Parker Mobility Score, the Barthel Index, the Harris Hip Score or the timed "Up and Go-Test", it was also possible to conduct a detailed gait analysis by means of pressure-sensitive inlay soles from the company loadsol®.

The 53 patients who formed the first patient cohort, were examined and measured during their period of hospitalisation in the trauma surgery clinic. A total of 17 patients were allocated to the "follow-up" patient cohort, whereby these were not only subjected to the inpatient measurements, they were also measured 6 weeks, 12 weeks or 6 months respectively after surgery during outpatient follow-up examinations.

The study hypothesis was the analysing of the influence that the rotation corrected femoral offset has on the postoperative mobility and the functional outcome after an endoprosthetic treatment of medial fractures of the femoral neck. Determined parameters from the gait analysis and the results of the *scores* were hereby analysed for this purpose. An additional analysis was conducted on the influence that the leg length difference has as the second biomechanical parameter.

The following results were obtained in the scope of this study:

- There were no significant correlations between the biomechanical parameter FORC and the parameters from the gait analysis in the patient cohort that was exclusively measured during hospitalisation.
- There was also no significant correlation between the FORC and the results of the *scores* such as the Parker Mobility Score and the Barthel Index within the same cohort.

- Some positive correlations were detected between individual parameters from the gait analysis and the FORC in the “follow-up“ patient cohort. These included the “gait speed after 6 months“, “the averaged loading rate of the operated extremity during hospitalisation“, „the averaged loading rate of the operated extremity after 6 and 12 weeks“, the “loading rate after 12 weeks and 6 months” and the “averaged contact time during hospitalisation for both extremities ” parameters.
- There were only negative correlations regarding the two parameters “averaged contact time of the non-operated extremity after 12 weeks” and the “averaged loading rate of the operated extremity during hospitalisation”.
- As far as the *scores* are concerned, there was only a correlation between FORC and the “Barthel Index hospitalised“ in the “follow-up“ patient cohort.
- It was not possible to detect significant correlations between the measured leg length difference and the parameters from the gait analysis or the *scores* respectively in either of the patient cohorts. As part of a subgroup analysis with a subdivision of the two groups based on a leg length difference of 5 mm, there were only significant results in the „follow-up“ patient cohort. However, due to the small number of cases, these results should be interpreted with caution.
- A comparison of parameters from the gait analysis or the results from the *scores* respectively over time, resulted in determination of some positive correlations that are consistent with an improved mobility and functionality.

In view of these results and the resulting significant correlations in the “follow-up“ patient cohort, an interesting approach in future studies with a similar aspect would primarily focus on the temporal development and especially a much stronger integration of follow-up examinations at regular intervals.

# 1 Einleitung

## 1.1 Epidemiologie und Bedeutung für die Gesellschaft

Oberschenkelhalsfrakturen gehören zu den häufigsten Diagnosen, die zu einer Krankenhaus-einweisung bei der über 65-jährigen Bevölkerungsgruppe führen. Im Jahr 2010 lag die Inzidenz für mediale Schenkelhalsfrakturen bei etwa 600-900/100 000 Einwohnern [1]. Für die folgenden Jahre wird eine Zunahme von etwa 5% jährlich prognostiziert [1]. Die Wahrscheinlichkeit in ihrem Leben eine Oberschenkelhalsfraktur zu erleiden, beträgt für eine Frau etwa 11- 23%. Bei einem Mann liegt das Risiko bei 5% bis 11% [3]. Als besonders gefährdet gelten an Osteoporose leidende Patienten, insbesondere bei gleichzeitig vorliegender erhöhter Sturzneigung. Hinsichtlich der hohen Anzahl Betroffener, ist auch der Blick in die Zukunft von entscheidender Bedeutung. Der demographische Wandel der Bevölkerung resultiert in einer Zunahme der älteren Bevölkerungsgruppe und einer Abnahme der Erwerbstätigen [2]. Betrug die Bevölkerungsgruppe der über 67-Jährigen im Jahr 1990 noch 10,4 Millionen, ist sie bis zum Jahr 2018 um 54% auf 15,9 Millionen angestiegen [4]. Eine Zunahme von etwa 5-6 Millionen auf ca. 21 Millionen wird für das Jahr 2039 erwartet [4]. Diese Zahlen verdeutlichen, dass die Thematik der Oberschenkelhalsfraktur und ihrer adäquaten Versorgung nicht nur unter medizinischen Gesichtspunkten, sondern auch unter dem sozioökonomischen Aspekt ein ernstzunehmendes Thema bildet. Unter der Annahme, dass sich die Inzidenz in den nächsten 40 Jahren vervierfachen soll, wird diese Fraktur auch unter sozioökonomischen Gesichtspunkten zu einem schwerwiegenden Problem [3]. Die operative Versorgung der Schenkelhalsfraktur gehört zu den am häufigsten durchgeführten Eingriffen in der Unfallchirurgie. Insbesondere die Implantation von Endoprothesen hat die medizinische Versorgung seit ihrem erstmaligen Einsatz in den 1960er Jahren revolutioniert. Hemiendoprothesen ermöglichen ein recht schonendes Verfahren, indem sie Operationsdauer und Blutverluste geringhalten. Totalendoprothesen versprechen eine ausgeprägte postoperative Mobilität für funktionell anspruchsvolle Patienten. Dennoch darf nicht vergessen werden, dass sowohl die Fraktur als auch die operative Versorgung ein belastendes Ereignis im dem durchschnittlich hohen Alter darstellen. Die mit der Fraktur einhergehende 1-Jahres-Mortalität liegt bei 30% [1]. Während des stationären Aufenthaltes beträgt sie 10% [1]. Unabhängig vom operativen Vorgehen bleibt jeder 2. Patient in seinem postoperativen Alltag eingeschränkt, 25% der Patienten bleiben sogar langfristig auf pflegerische Unterstützung angewiesen [5-7].

## 1.2 Anatomischer Aufbau der Hüfte

Das Hüftgelenk (Art. Coxae) entsteht durch die Artikulation vom Acetabulum des Os coxae und dem Caput femoris des Femurs. Es handelt sich dabei um ein sogenanntes Nussgelenk (Enathrosis), eine Unterform des Kugelgelenkes, bei dem die Bewegungsmöglichkeiten aufgrund der ausgeprägten Umschließung der Pfanne kleiner ausfallen als bei einem klassischen Kugelgelenk. Das Acetabulum des Os coxae setzt sich zusammen aus Segmenten von Os ilium, Os ischii und Os pubis. Diese drei knöchernen Komponenten vereinen sich über eine Y-förmige Fuge zur Gelenkpfanne. Die an sich schon tiefe Hüftpfanne erhält eine zusätzliche Vertiefung durch das Labrum acetabuli, sodass das Risiko für Luxationen bei diesem Gelenk deutlich minimiert wird, auch wenn dies mit einer verminderten Beweglichkeit vergesellschaftet ist. Nicht die gesamte Fläche der Hüftpfanne ist überknorpelt, sondern lediglich die Fossa acetabuli. Zusammen mit dem ebenfalls überknorpelten, sich kaudal befindenden Lig. transversum acetabuli artikuliert sie mit dem Hüftkopf. [8-9]

Das Caput femoris bildet den kugeligen Gelenkkopf und ist über das Collum femoris mit dem Corpus femoris verbunden [8]. Insgesamt gilt der Femur als der längste Knochen des Menschen und wird von einer massiven Bauweise, der Spongiosaarchitektur geprägt [9]. Die Spongiosatrabekel ermöglichen die Standhaltung der enormen Zug- und Druckspannungen, die alltäglich auf dem Femur lasten [9]. Auch die Massivität der Kompakta, sowie die ausgeprägte Durchblutung sind nicht zu vernachlässigen, insbesondere bei operativer Versorgung von Femurfrakturen.

Bei der Vermessung des Femurs kann eine mediale Abwinkelung von Caput femoris zu Collum femoris festgestellt werden. Diese sollte beim Erwachsenen im Idealfall 120-130 Grad betragen und wird definiert als der CCD-Winkel (Caput-Collum-Diaphysenwinkel) [10]. Beträgt der CCD-Winkel weniger als 120 Grad, so spricht man von einer Coxa vara, einer sogenannten Varusstellung [10]. Liegt der Winkel bei mehr als 135 Grad, handelt es sich um eine Coxa valga [10]. Außerdem besteht physiologisch eine Antetorsion des Collum femoris gegenüber dem distalen Femur um 12 Grad [9]. Dies ist zusammen mit der Tibiatorsion essenziell für das natürliche Gangbild.

### 1.3 Bandapparat und Mechanik des Hüftgelenks

Die Gelenkkapsel ist proximal am Labrum acetabuli und ventral an der Linea intertrochanterica befestigt [9]. Distal umfasst die Kapsel fast den kompletten Schenkelhals, auch dorsal werden etwa 2/3 des Collum femoris von ihr umfasst [9]. Die Trochanteren sowie die Fossa trochanterica befinden sich hingegen extrakapsulär [9]. Die geringe Luxationsanfälligkeit des Art. coxae wird neben der Pfannentiefe auch durch den ausgeprägten Bandapparat gewährleistet [8]. Das Lig. iliofemorale gilt als das stärkste Band des Menschen und soll eine Zugfestigkeit von mehr als 350 kg gewährleisten [8]. Es verläuft vom Os ilium zur Linea intertrochanterica (vgl. Abb.1) und hemmt mit seinen lateralen Anteilen insbesondere die Extension und Adduktion [8]. Bei aufrechtem Stand wird das Becken daran gehindert nach dorsal abzukippen. Das Lig. pubofemorale, welches vom Os pubis zum Trochanter minor verläuft, hemmt neben der Extension und Außenrotation hauptsächlich die Abduktion [9]. Das Lig. ischiofemorale, das vom Os ischii zur Fossa trochanterica verläuft, schränkt die Innenrotation und Extension ein [9]. Die Zona orbicularis hingegen verhindert das Austreten des Femurkopfes aus der Gelenkpfanne [9]. Im Gegensatz zur Streckung wird die Beugung im Hüftgelenk nicht durch den Bandapparat eingeschränkt. Dies geschieht primär durch die passive Insuffizienz der ischiokruralen Muskulatur bei gestrecktem Knie sowie durch die aktive Insuffizienz der Beuger bei gebeugtem Knie [9]. Beim aufrechten Stehen wird die Extension vom Lig. iliofemorale gehemmt, das nach dorsal kippende Becken wird abgefangen [9]. Dadurch wird der Standvorgang ohne Kräftezehren ermöglicht.

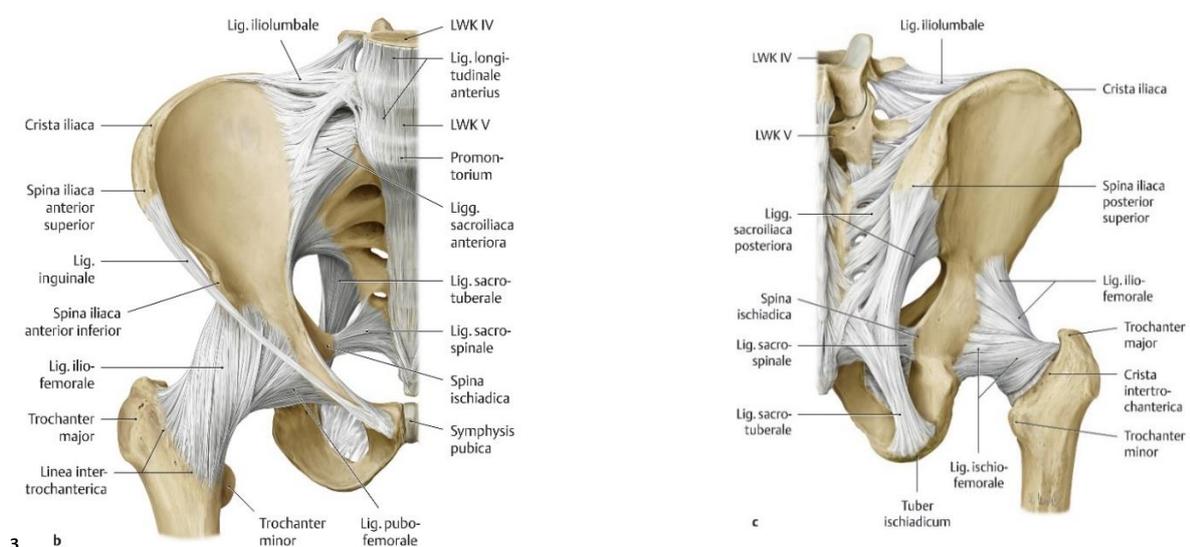


Abb. 1: Bandapparat eines rechten Hüftgelenks von vorne (links) und von hinten (rechts) [1]

Die Blutversorgung des Femurkopfes wird prinzipiell durch drei Gefäße aufrechterhalten. Am wichtigsten sind die unter der Synovialmembran verlaufenden Retinakulagefäße, welche von den Arteriae circumflexa femoris lateralis und medialis gespeist werden [11]. Etwa ein Drittel der Kopfdurchblutung wird von der im Lig. capititis femoris verlaufenden Arterie sowie den Gefäßen im Femurmarkkanal gewährleistet [11].

## **1.4 Schenkelhalsfrakturen**

Die Schenkelhalsfraktur (SHF) gehört zu den häufigsten Frakturen des geriatrischen Patienten. Das durchschnittliche Alter der von Schenkelhalsfrakturen betroffenen Patienten liegt im Schnitt zwischen 75 und 82 Jahren [11]. Nur 2-3 Prozent der Patienten/innen sind jünger als 50 Jahre [1]. Während die Fraktur bei jüngeren Patienten vorwiegend durch Hochrasanztraumen ausgelöst wird, reicht bei der älteren Bevölkerungsgruppe schon ein Bagateltrauma, am häufigsten ein Sturz in häuslicher Umgebung, um eine Schenkelhalsfraktur auszulösen [12]. Dies liegt u.a. an der mit dem Alter zunehmenden „Kalksalzminderung und Verringerung der Strukturfestigkeit des Knochens“ [12]. Ein großer Anteil der versorgten Patienten leidet an Osteoporose, die häufig bei stationärer Aufnahme noch unentdeckt ist. Dadurch spielt bei der Behandlung nicht nur die Frakturversorgung eine zentrale Rolle, sondern auch die sich anschließende Diagnostik und Behandlung der Osteoporose. In besonders seltenen und damit auch diagnostisch überaus komplexen Fällen kann sich eine SHF auch als eine Ermüdungsfraktur äußern. Dies ist dann in der Regel jedoch mit schwerster Osteoporose vergesellschaftet [12].

### **1.4.1 Klassifikation von Schenkelhalsfrakturen**

Grundsätzlich werden Schenkelhalsfrakturen je nach Lokalisation zunächst in mediale und laterale Schenkelhalsfrakturen aufgeteilt. Verläuft die Fraktur zwischen Schenkelhalsmitte und subcapitalem Oberschenkelhals und liegt damit intrakapsulär, handelt es sich um eine mediale SHF, die mit Abstand häufigste Fraktur am Femur. Die medialen SHF können wiederum unterteilt werden in Adduktions- und Abduktionsfrakturen. Die Adduktionsfraktur ist die häufigere Form und entsteht primär durch den Sturz auf die seitliche Hüfte. Der Femur befindet sich dann in Varusstellung. Die Fraktur gilt als instabile Fraktur, da einzelne Knochenfragmente dazu neigen zu dislozieren. Die Abduktionsfraktur hingegen entsteht eher durch einen Sturz auf

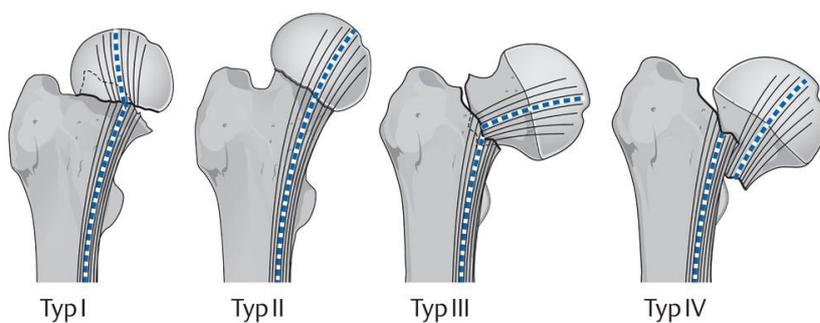
das sich in Abduktionsstellung befindende Bein. Es folgt eine Valgusstellung des Femurs. Die einzelnen Fragmente sind jedoch miteinander verkeilt, sodass das Risiko einer Dislokation deutlich kleiner ausfällt. [8][13]

Die laterale SHF hingegen verläuft im lateralen Anteil des Schenkelhalses. Die Frakturlinie verläuft dabei in der Regel extrakapsulär. In seltenen Fällen kann auch eine partiell intrakapsulär verlaufenden Frakturlinie vorliegen. [8]

Laut den aktuellen Leitlinien der Unfallchirurgie kann eine SHF heutzutage nach den folgenden Klassifikationen beurteilt werden: nach dem Risiko der Perfusionsstörung des Femurkopfes (Garden), nach „Nicht disloziert/ disloziert“, nach mechanischen Gesichtspunkten (Pauwels) bzw. nach Lokalisation und Dislokation (AO) [13]. Die in Deutschland am häufigsten verwendeten Klassifikationen sind die AO- und die Garden-Klassifikation.

#### 1.4.1.1 Garden-Klassifikation

Die Klassifikation nach R.S. Garden von 1964 unterteilt die SHF in vier Kategorien (s. Abb.2). Sie beurteilt dabei vor allem eine mögliche Störung der Perfusion des Femurkopfes. Mit zunehmendem Grad kommt es zu einer Minimierung der Kontaktfläche und einer Verminderung der Stabilität. [3][14]



- Typ I: impaktiert, Aufrichtung der Kopfrabekel
- Typ II: nicht impaktiert, nicht disloziert, Unterbrechung der Trabekel ohne Abwinkelung
- Typ III: disloziert, Trabekel medial noch in Kontakt
- Typ IV: vollständig disloziert, Kopfsegment ohne Kontakt mit dem Schenkelhals

Abb. 2: Klassifikation der medialen Schenkelhalsfrakturen nach Garden [59]

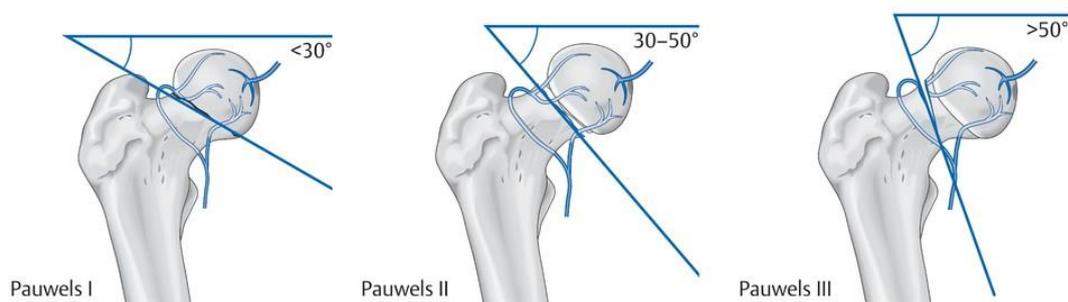
Mithilfe der Garden- Klassifikation erfolgt häufig auch die primäre Einschätzung, ob eine dislozierte oder eine nicht dislozierte Fraktur vorliegt. Diese Einteilung dient als allgemeiner Wegweiser für Therapieoptionen.

#### **Nicht disloziert/ disloziert [13]:**

- Nicht disloziert: Garden Typ I und II
- Disloziert: Garden III und IV-Klassifikation vor allem im englischsprachigen Bereich, hilfreich bei der Entscheidungsfindung ob Gelenkerhalt oder Gelenkersatz beim älteren Patienten

#### **1.4.1.2 Pauwels-Klassifikation**

Die Pauwels-Klassifikation (s. Abb. 3) ist neben der AO-Klassifikation die im Klinikalltag in Deutschland am häufigsten verwendete Klassifikation. Entscheidend für die Einteilung des Schweregrades ist dabei der Winkel, der zwischen Frakturlinie und einer Horizontalen, die im rechten Winkel zur Femurachse steht, vermessen wird. Mit zunehmendem Grad kommt es zu einer Zunahme der Scherkraft. Es folgt eine Zunahme des Dislokationsrisikos, während die Heilungstendenz kontinuierlich abnimmt. [13][15]



- Typ I: impaktiert, Bruchwinkel bis  $30^\circ$  zur Horizontalen
- Typ II: nicht impaktiert, Bruchwinkel  $>30^\circ$  bis  $50^\circ$  zur Horizontalen
- Typ III: nicht impaktiert, Bruchwinkel  $>50^\circ$  zur Horizontalen

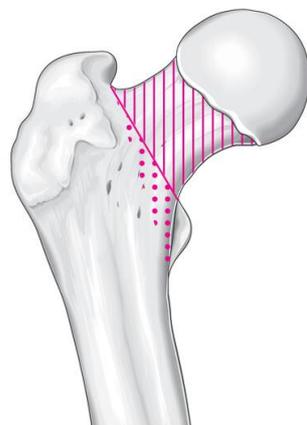
Abb. 3: Klassifikation der medialen Schenkelhalsfrakturen nach Pauwels [59]

### 1.4.1.3 AO-Klassifikation

Die AO-Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen wurde gegründet, um eine international einheitliche Zuordnung von Frakturen zu ermöglichen. Es entsteht ein Code, welcher bis zu fünf Ziffern enthalten kann. Die erste Ziffer legt die von der Fraktur betroffene Körperregion fest. Mit der zweiten Ziffer erfolgt eine genauere Lokalisation innerhalb dieser Körperregion. Der sich anschließende Buchstabe bewertet die Fraktur. Bei Schaftfrakturen wird bspw. dargelegt, ob es sich um eine einfache, keilförmige oder komplexe Fraktur handelt. Bei Frakturen, die wiederum ein Gelenk betreffen, wird die Gelenkbeteiligung beurteilt, sprich ob die Frakturlinie extraartikulär/ partiell artikulär oder vollständig artikulär verläuft. [13][16]

Einige nennenswerte Frakturbezeichnungen sind die Folgenden:

- 31-B1: Fraktur subkapital, impaktiert oder nicht, wenig disloziert
- 31-B2: Fraktur transzervikal
- 31-B3: Fraktur subkapital, nicht impaktiert, disloziert (vgl. Abb. 4)



31-B

Abb. 4: AO-Klassifikation Schenkelhalsfrakturen [60]

## 1.4.2 Versorgung von Schenkelhalsfrakturen

Eine konservative Therapie der SHF wird nur in seltensten Fällen als Ausnahmeindikation erwogen und hat im klinischen Alltag keinerlei Stellenwert mehr. Es drohen zu viele Risiken und sekundäre Komplikationen, die im Verlauf ein sekundäres operatives Vorgehen erforderlich machen könnten. Jeder fünfte, konservativ behandelte Patient ist von einer sekundären Dislokation gefährdet [3]. Jedem Dritten droht eine sich anschließende Hüftkopfnekrose [3]. Die Entscheidung zwischen Endoprothetik und hüftkopferhaltendem Verfahren wird unter Rücksichtnahme wichtiger Faktoren wie z. B. Alter, Komorbiditäten, Belastung, durchschnittliche Alltagsaktivität etc. gefällt. Obwohl es Richtlinien gibt, handelt es sich dennoch stets um eine Individualentscheidung. Bei jungen Patienten, deren Fraktur bspw. im Rahmen von Hochrasanztraumata erfolgen, wird in der Regel die Entscheidung gegen die endoprothetische Versorgung und für den Hüftkopferhalt getroffen. Dies legt daran, dass ein Zusammenhang zwischen dem Risiko für Prothesenlockerung und dem Aktivitäts-/Belastungsgrad beobachtet werden konnte [13]. Erforderliche operative Revisionseingriffe sind wiederum mit Knochensubstanzverlust vergesellschaftet und sprechen daher gegen eine endoprothetische Versorgung von jungen Patienten [13]. Bei geriatrischen Patienten verläuft die Entscheidungsfindung komplexer. Prinzipiell gilt, dass jüngere Patienten dieser Altersgruppe, die im Median ein Alter von etwa 70 Jahren aufweisen, eher mit einer Hüfttotalendoprothese (H-TEP) versorgt werden, da in der Regel ein höherer Anspruch an postoperativer Funktionalität besteht [12][19]. Bei älteren Patienten, die im Median etwa 84 Jahre alt sind und deren Mobilität evtl. auch schon eingeschränkt ist, wird deutlich häufiger mit einem Duokopf gearbeitet [13][19]. Der Vorteil dieser operativen Versorgung liegt insbesondere darin, dass die Operationsdauer kürzer ist und das Operationstrauma deutlich kleiner ausfällt [13][12]. Dadurch werden Blutverluste geringer gehalten und die Notwendigkeit zu Bluttransfusionen ist seltener gegeben [11]. Weiterhin wird auch das Risiko einer Prothesenluxation bei Verwendung des Duokopfes als geringer eingestuft [12][53]. Laut Cornell et al. zeigen sich beim direkten postoperativen Vergleich der Prothesen keine großen Unterschiede bezüglich der Mobilität der Patienten [20]. Es konnte jedoch nachgewiesen werden, dass die mit einem Duokopf versorgten Patienten zu den Zeitpunkten 6 Wochen und 3 Monate postoperativ eine bessere Beweglichkeit aufweisen [20]. Nach 3 Jahren hingegen sind es die Patienten mit einer H-TEP, deren Funktionalität deutlich besser ausfällt [21][22]. Somit muss primär nicht nur zwischen einer osteosynthetischen Versorgung und einer Endoprothesenimplantation entschieden werden, sondern auch die Art der Prothese festgelegt werden. Bei der Totalendoprothese werden sowohl Hüftkopf als auch Gelenkpfanne ersetzt.

Bei der Implantation einer Hemiendoprothese werden nur der Hüftkopf und der Schaft ausgetauscht, die körpereigene Hüftpfanne bleibt erhalten. Der bipolare Hüftkopf (Duokopf) besteht aus zwei Komponenten. Im Inneren liegt der als Kugel geformte Kopf. Aufgelagert befindet sich eine Außenschale, die drehbar ist und daher mit der körpereigenen Gelenkpfanne artikulieren kann. Entsprechend dem am 01.01.2021 in Kraft getretenen GBA-Beschluss soll eine „qualitativ hochwertige und frühestmögliche operative Versorgung von Patienten mit einer hüftgelenknahen Femurfraktur gewährleistet werden“ [61]. Der entsprechende Zeitrahmen zur endoprothetischen Versorgung soll dabei die 24 Stunden nach notfallmäßiger Vorstellung bzw. Sturzereignis nicht überschreiten [61]. Die Osteosynthese wiederum sollte unverzüglich als Notfalleingriff erfolgen [1][23].

Die Möglichkeit der osteosynthetischen Versorgung von SHF wird im Folgenden nur kurz umschrieben, da der Schwerpunkt dieser Dissertation auf der endoprothetischen Versorgung liegt. Prinzipiell kann zwischen der Durchführung einer kanülierten Schraubenosteosynthese, einer winkelstabilen dynamischen Schraubenosteosynthese oder einer Verschraubung mittels Dynamischer Zugschraube (DHS) gewählt werden. Eine osteosynthetische Versorgung kann dabei sowohl bei jüngeren als auch bei älteren Patienten indiziert sein. Es sollte sich dabei eher um stabile, am besten nicht dislozierte bzw. nur geringfügig dislozierte Frakturen handeln [13]. Eine gute Reponierbarkeit sowie ein großer Durchmesser des Schenkelhalses gelten von Vorteil [13]. Wichtig ist auch, dass die Zeitspanne zwischen Fraktur und operativem Eingriff nicht mehr als 6 Stunden betragen sollte [12]. In der Regel handelt es sich bei der Osteosynthese um eine dringliche Indikation, da mit zunehmender Zeit das Risiko einer mangelhaften Blutversorgung des Femurkopfes und damit einer sich anschließenden Hüftkopfnekrose droht [12]. Bei einer ausgeprägten Osteoporose hingegen würde die Entscheidung primär gegen eine Osteosynthese und für die Endoprothese fallen [12]. Ähnliches gilt für eine nachgewiesene Coxarthrose, bei der man eine H-TEP-Implantation vorziehen würde [9][12]. Nichtsdestotrotz kann auch bei einem deutlich reduzierten Allgemeinzustand die Entscheidung für eine Osteosynthese individuell angemessen sein.

## **1.5 Biomechanische Parameter**

Es gilt als allgemein bekannt, dass die Rekonstruktion von biomechanischen Hüftgelenksparmetern im Rahmen der operativen Versorgung von Schenkelhalsfrakturen essenziell für ein zufriedenstellendes Outcome ist. In der Vergangenheit wurden insbesondere die Beinlängendifferenz und das Femorale Offset als einflussreiche Parameter hervorgehoben. Sie zählen aktuell zu den vieldiskutierten Kenngrößen, die bei einer endoprothetischen Hüftversorgung bedacht werden müssen. Beeinflusst wird diese Tatsache auch davon, dass Methoden zur Korrektur der Hüftrotation entwickelt wurden [42-43]. Dadurch wird der Femorale Offset (FO) bzw. der rotations-korrigierte Femorale Offset (FORC) erneut zu einem Kernstück neuester Studien.

### **1.5.1 Beinlängendifferenz**

Die postoperative Beinlängendifferenz hat entscheidenden Einfluss auf die Beweglichkeit und Funktionalität der Hüfte nach endoprothetischer Versorgung. Eine messbare Beinlängendifferenz (BLD) insbesondere nach Implantation einer Totalendoprothese ist nicht unüblich und wird in den USA für das Jahr 2007 als der zweithäufigste Grund für Ansprüche aufgrund ärztlicher Behandlungsfehler unter den Mitgliedern der American Association of Hip and Knee surgeons genannt [24]. Wird eine BLD symptomatisch, klagen Patienten nicht nur über Schmerzen und Instabilität der Hüfte, sondern auch über mögliche Ischialgien oder Bewegungseinschränkungen [25-26]. Weiterhin kann das gesamte Gangbild beeinflusst werden und neben den Schmerzen in der Hüfte, können auch Schmerzen im Rückenbereich oder den anderen Gelenken der Extremitäten hervorgerufen werden [25-26]. O'Brien et al. haben dargelegt, dass Beinlängendifferenzen von bis zu 10 mm i.d.R. gut toleriert werden und keine signifikanten Einschränkungen verursachen [27]. Heaver et al. berichten, dass Differenzen bis zu 5 mm sogar häufig nicht bemerkt würden, während Beinlängendifferenzen von 20 mm und mehr hingegen von nahezu allen Studienteilnehmern deutlich wahrgenommen wurden [28]. Prinzipiell gilt jedoch, dass Beinlängendifferenzen subjektiv sehr individuell wahrgenommen werden und zu einer maßgeblich verringerten Einschränkung der Lebensqualität führen können. Es ist daher von essenzieller Bedeutung sowohl prä- als auch intraoperative Messungen durchzuführen, um die Gefahr einer BLD möglichst zu minimieren. Nichtsdestotrotz verbleiben einige Störfaktoren, welche trotz größter Sorgfalt häufig nicht zu vermeiden sind. Um bspw. das Risiko von Fehlern bei der Bildgebung zu minimieren, werden standardisierte Verfahren verwendet.

Schmerzen, Frakturen oder fehlende Compliance seitens des Patienten können jedoch zu Einschränkungen bei der Bildaufnahme und damit zu verfälschten Ergebnissen führen.

### **1.5.2 Femoraler Offset**

Als Femoraler Offset wird die Distanz zwischen dem Drehzentrum des Hüftkopfes zur Femurschaftachse definiert [30]. Dafür wird vom Drehkopfzentrum eine nach lateral, verlaufende Senkrechte gebildet, welche die nach proximal verlängerte Femurschaftachse schneidet. Die entstandene Strecke entspricht dem Femoralen Offset.

Eine inadäquate Rekonstruktion des FO wird nicht nur mit einem erhöhten Risiko für eine postoperative Dislokation assoziiert [31], sondern kann auch in einer Beinlängendifferenz [33] oder einem Hinken [32] resultieren. Es gilt als allgemein bekannt, dass eine Vergrößerung des FO eine Verlängerung des Hebelarmes der Abduktoren bedeutet und daher in einer Kraftzunahme resultiert [30]. Eine Verringerung des FO um 15% soll mit einer Schwächung der Abduktoren-muskulatur einhergehen [34]. Ferner soll ein vergrößerter FO das Risiko ein femoroacetabuläres Impingementsyndrom zu entwickeln, verringern bzw. zumindest verzögern [35-36]. Nicht zu vernachlässigen ist auch die Tatsache, dass ein größerer FO mit einem verringertem Materialverschleiß vergesellschaftet zu sein scheint. Polyethylenverschleiß im Rahmen von totalendoprothetischer Versorgung gilt als Risikofaktor für Osteolysen und Prothesenlockerung. Es droht eine frühzeitig erforderliche Revision. [37]

## 1.6 Zielsetzung

In der Vergangenheit lag der Fokus bei der endoprothetischen Versorgung von medialen Schenkelhalsfrakturen primär auf einer adäquaten Prothesenimplantation mit möglichst niedriger Komplikations- und Revisionsrate sowie geringem Mortalitätsrisiko.

Heutzutage dominiert jedoch neben den oben genannten Faktoren insbesondere der Wunsch nach einem zufriedenstellenden Outcome hinsichtlich Funktionalität und postoperativer Mobilität sowie einer schnellen sozialen Reintegration des Patienten. Die Entscheidung über die zukünftige Selbstständigkeit vs. Hilfsbedürftigkeit wird zwar nicht ausschließlich am Operationstisch gefällt, kann aber maßgeblich vom operativen Vorgehen beeinflusst werden.

In vorherigen Studien wurde bereits der Einfluss von biomechanischen Parametern auf das funktionelle postoperative Outcome untersucht. Ein besonderes Augenmerk lag dabei auf der Rekonstruktion des FO und der Beinlängendifferenz. Beinlängendifferenzen bis 10 mm sollen in der Regel gut toleriert werden [27]. Werden sie jedoch symptomatisch, können sie zu Bewegungseinschränkungen, Instabilität und Schmerzen führen [25-26]. Die inadäquate Rekonstruktion des FO wiederum wurde mit einem erhöhten Risiko für Dislokationen [31], Revisionseingriffe [37] und Asymmetrien [32] in Verbindung gebracht. Einige Studien berichteten über eine Kraftzunahme durch Verlängerung des Abduktoren-Hebelarmes [30], einen verminderten Materialverschleiß [37] sowie ein geringeres Risiko für ein femoroacetabuläres Impingementsyndrom [35] bei adäquater Rekonstruktion des FO.

Häufig wurde an diesen Studien jedoch bemängelt, dass die Hüftrotation im radiologischen Bild den Femoralen Offset verzerren könne und als Störfaktor fungieren würde. Der projizierte FO würde nicht dem tatsächlichen Wert entsprechen [43]. Lechler et al. haben schließlich eine mathematische Methode entwickelt, die eine Berechnung des Rotationsfaktors RCF ermöglicht und damit auch die Berechnung des sogenannten rotationskorrigierten Femoralen Offset (FORC) [43]. In dieser Arbeit soll nun diese bereits validierte, aber noch recht neue Methode benutzt werden, um den Einfluss des rotationskorrigierten Femoralen Offset auf die postoperative Funktionalität zu untersuchen.

Die in dieser Dissertation behandelten Studienhypothesen lauten:

- Hat der rotationskorrigierte Femorale Offset Einfluss auf die postoperative Mobilität und das funktionelle Outcome nach endoprothetischer Versorgung von medialen Schenkelhalsfrakturen?

Beeinflusst der FORC die Parameter aus der Ganganalyse?

- Welchen Einfluss hat die Beinlängendifferenz auf die postoperativen Mobilitätsparameter?

Zur Beurteilung wird erstmalig auch eine Ganganalyse mittels drucksensitiver Sohlen der Firma loadsol<sup>®</sup> angewendet. Die in das Schuhwerk einlegbaren Sohlen erlauben die Erfassung verschiedener Mobilitätsparameter, wie z.B. von Ganggeschwindigkeit, maximaler Spitzenbelastung (Peak Force) oder auch Contact Time. Neben der Verwendung von etablierten Scores wie dem Barthel-Index, Parker Mobility Score, Harris Hip Score und Timed „Up and Go“-Test sollen diese Parameter Antworten auf die Studienhypothesen ermöglichen.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Darstellung des Patientenkollektivs

Im Rahmen dieser Dissertation wurden Patienten mit einer medialen Schenkelhalsfraktur untersucht, die in der Klinik für Allgemeine, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der Ludwig-Maximilians-Universität mittels Hemi- oder Totalendoprothese versorgt wurden. Die Messungen betrafen endoprothetisch versorgte Patienten, welche sich in dem Zeitraum vom September 2017 bis März 2020 in stationärer Behandlung befanden.

Das Patientenkollektiv beläuft sich auf insgesamt 66 Patienten, bei denen neben der Erfassung der biomechanischen Parameter eine Ganganalyse mittels drucksensitiver Sohlen durchgeführt werden konnte. Weiterhin wurden in der Endoprothetik etablierte funktionelle *scores* und Fragebögen miteinbezogen. Bei 53 der Patienten wurden die Messungen postoperativ während des stationären Aufenthaltes in der unfallchirurgischen Klinik durchgeführt. Bei 17 Patienten, die im Folgenden auch als „Follow-up“ Patientenkollektiv bezeichnet werden, konnten neben stationären Messungen auch Folgemessungen im ambulanten Rahmen durchgeführt werden. Diese fanden nach 6 Wochen, 12 Wochen und 6 Monaten statt. Zuvor wurden die folgenden Ausschlusskriterien definiert, die einen Patienteneinschluss verwehrt:

- Fehlende Mobilisierbarkeit
- Fehlende Rehabilitationsfähigkeit
- Demenzielles Syndrom
- Hüftkopferhaltender Therapieansatz
- Konservativer Therapieansatz
- Komorbiditäten wie Gangunsicherheit auf Grund von neurologischen oder internistischen Beschwerden

Da sich diese Studie mit der endoprothetischen Versorgung von Schenkelhalsfrakturen befasst, wurden Patienten mit alternativen Therapieansätzen wie hüftkopferhaltendem Verfahren nicht berücksichtigt.

Bei den verwendeten Hüftköpfen handelt es sich um Prothesen der Firma DePuy Synthes, Umkirch, Deutschland. Die Größe der verwendeten Duoköpfe liegt im Bereich von 42 mm bis 54 mm. Die implantierten Prothesenköpfe der Totalendoprothesen umfassen hauptsächlich die Größen 32 mm und 36 mm. Als Gelenkpfannenprothesen wurden die Pinnacle® Pfannensysteme von DePuy Synthes benutzt. Als Prothesenschäfte wurden größtenteils Corail Schäfte

(DePuy Synthes), seltener auch EcoFit-Schäfte (Implantcast GmbH, Buxtehude, Deutschland) eingesetzt.

Die Mobilität der Patienten wurde mittels ausgewählter Fragebögen und einer Ganganalyse mithilfe von drucksensitiven Sohlen ermittelt, sodass sowohl objektiv als auch subjektiv erfasste Daten miteinbezogen werden konnten. Bei der stationären postoperativen Untersuchung wurden neben der Ganganalyse insbesondere der Barthel-Index (BI) und der Parker Mobility Score (PMS) erhoben. Weiterhin konnten präoperative Ergebnisse für PMS und BI mittels Abfrage der alltäglichen Funktionalität vor dem Sturzereignis erfasst werden. Bei den sich anschließenden, ambulanten postoperativen Messungen nach 6 Wochen/ 12 Wochen/ 6 Monaten wurden neben der Abfrage von PMS und BI zusätzlich auch der Harris Hip Score und der Timed „Up and Go“-Test erfasst. Um den vermuteten Zusammenhang zwischen adäquater Rekonstruktion der beiden biomechanischen Parameter rotationskorrigierter Femoraler Offset und Beinlängendifferenz auf das funktionelle Outcome nachzuweisen, wurden zunächst die postoperativen Röntgenbilder untersucht und vermessen.

## **2.2 Vermessung der postoperativen Röntgenbilder**

### **2.2.1 Verwendete Röntgendiagnostik und Software**

Um die Auswirkungen von korrigiertem Femoralen Offset und Beinlängendifferenz zu untersuchen, wurden Röntgenbilder im a. p. Strahlengang analysiert und vermessen. Beim ersten Patientenkollektiv wurden postoperativ bei 50 Patienten Röntgenaufnahmen im Becken a. p.-Strahlengang angefertigt. Die Aufnahme erfolgte nach standardisiertem Verfahren in Rückenlage, mit leicht gespreizten Beinen und nach innen rotierten Fußspitzen. Es wurde eine symmetrische Stellung der Beine sowie der Oberschenkelhalse angestrebt. Der Fokus-Detektor-Abstand betrug  $\geq 115$  cm und die Expositionszeit lag bei weniger als 200 ms. Bei 3 Patienten wurden Aufnahmen nur im Strahlengang Hüftgelenk a. p. bzw. Hüfte axial nach Lauenstein erstellt, bei denen jeweils nur die operierte Extremität abgebildet wird. Die Beinlängendifferenz konnte folglich nicht ermittelt werden. Eine Vermessung des FO und anschließende Korrektur um den Rotationsfaktor war aber dennoch möglich. Bei der zweiten Patientengruppe von 17 Patienten wurden alle postoperativen Aufnahmen standardisiert im Becken a. p.-Strahlengang durchgeführt, sodass in allen Fällen die BLD sowie der FO bzw. FORC ermittelt werden konnten. Um die Parameter FO und Beinlängendifferenz zu vermessen, wurde das Programm RadiAnt DICOM Viewer Version 5.5.1 verwendet. Vor Vermessungsbeginn

war eine Kalibrierung notwendig. Dazu wurde der im Röntgenbild abgebildete Prothesenkopf vermessen und mit dem tatsächlichen, bekannten Durchmesser der Prothese verzeichnet. Anschließend konnten BLD sowie FO bzw. FORC schrittweise vermessen werden.

### 2.2.2 Vermessung der Beinlängendifferenz

Um die Beinlängendifferenz zu ermitteln, wird zunächst eine Waagrecht gezeichnet, welche die inferioren Sitzbeinhöcker des Tuber ischiadicum des Os ischii berührt. Ausgehend von dieser Messlinie wird der Abstand zur Mitte des Trochanter minors (jeweils auf jeder Seite) vermessen (vgl. Abb. 5).

Die Berechnung der BLD erfolgt durch Addition bzw. Subtraktion der beiden gemessenen Abstände. Liegen beide Messpunkte am Trochanter minor jeweils proximal bzw. distal, dann muss eine Subtraktion erfolgen. Liegt einer der Messpunkte proximal der Bezugslinie, der andere distal, dann wird die BLD mittels Addition ermittelt.

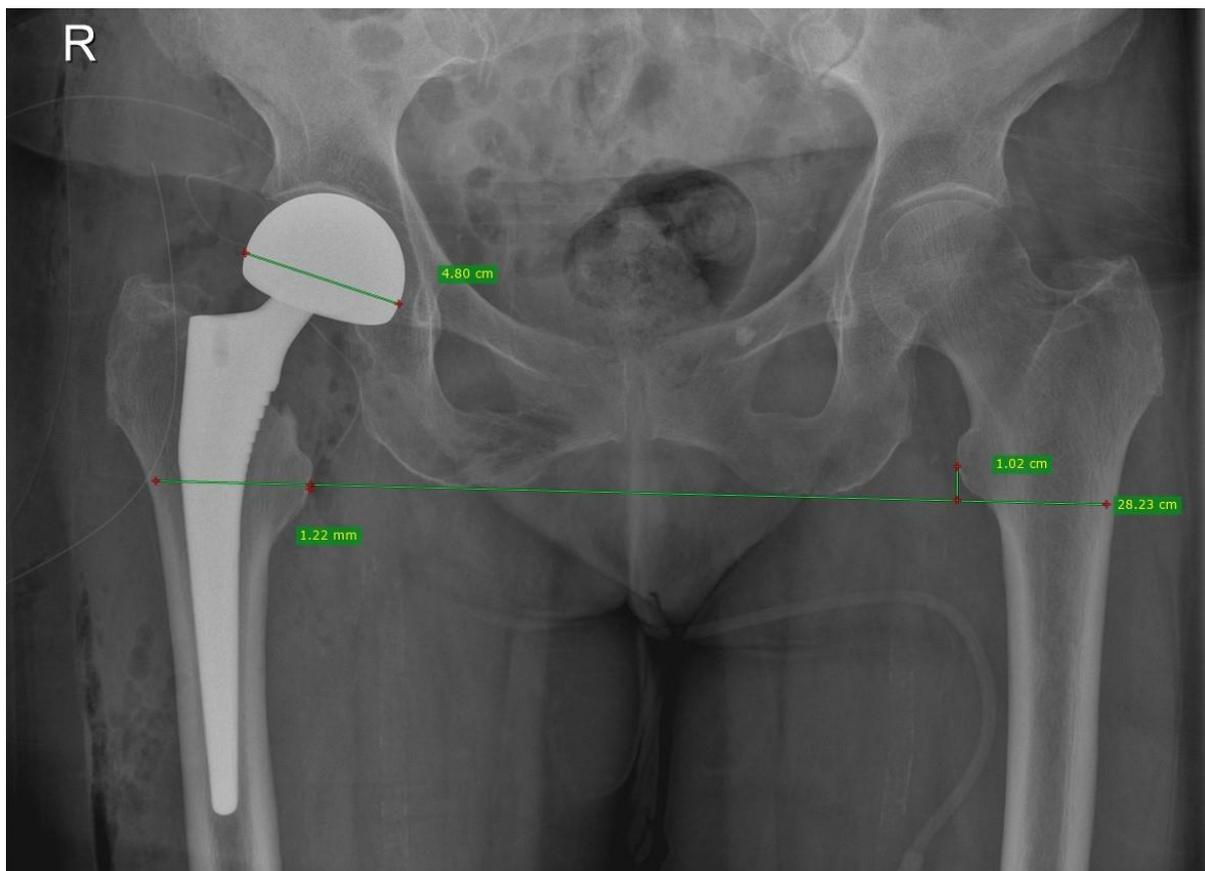


Abb. 5: Beispiel einer Messung der Beinlängendifferenz mittels RadiAnt DICOM Viewer Version 5.5.1 [Eigene Darstellung]

### 2.2.3 Vermessung des FO und FORC

Der Femorale Offset wird als die Distanz zwischen dem Drehzentrum des Hüftkopfes bzw. implantieren Prothesenkopfes zur Femurschaftachse definiert. Um eine genaue Vermessung der Femurschaftachse zu garantieren, werden mindestens zwei Messpunkte festgelegt und verbunden (vgl. Abb. 6). Der proximale Messpunkt ist in der Regel knapp distal des Trochanter minor zu setzen, der andere möglichst distal am Femurschaft. Aufgrund der Beschaffenheit und Unregelmäßigkeit der Knochenstruktur, hat sich die Benutzung und Zeichnung von Kreisfunktionen, die von RadiAnt ermöglicht werden, als äußerst hilfreich im Vermessungsprozess ergeben. Es werden folglich die Mittelpunkte eines proximal und eines distal gelegenen Kreises miteinander verbunden. Auch der Hüftkopf wird mittels dieser Kreisfunktion vermessen, um das Drehzentrum zu ermitteln. Zur Vermessung des FO wird das Drehzentrum des Hüftprothesenkopfes über eine im Lot auf die Femurschaftachse gefällte Gerade verbunden. (Zur Vereinfachung kann auch eine parallel zur Femurschaftachse, durch das Drehzentrum verlaufende Gerade gezeichnet werden, von der dann das Lot auf die Femurschaftachse gefällt wird.) Diese Verbindungsstrecke entspricht dem projizierten FO.

Für die anschließende Korrektur um die Hüftrotation, ist der projizierte Gammawinkel  $\gamma_P$  von entscheidender Bedeutung. Dafür muss zunächst die Prothesenschaftachse vermessen werden. Ähnlich der Femurschaftachse müssen hier ebenfalls mindestens ein proximaler und ein distaler Messpunkt festgelegt werden. Wie oben bereits beschrieben, ist auch hier die Kreisfunktion äußerst hilfreich. Die beiden Kreismittelpunkte werden durch eine Gerade zur Prothesenschaftachse verbunden. Anschließend muss die Femurschenkelhalsachse gezeichnet werden. Der zwischen Schenkelhalsachse und Prothesenschaftachse liegende Winkel entspricht dem Gammawinkel P ( $\gamma_P$ ).

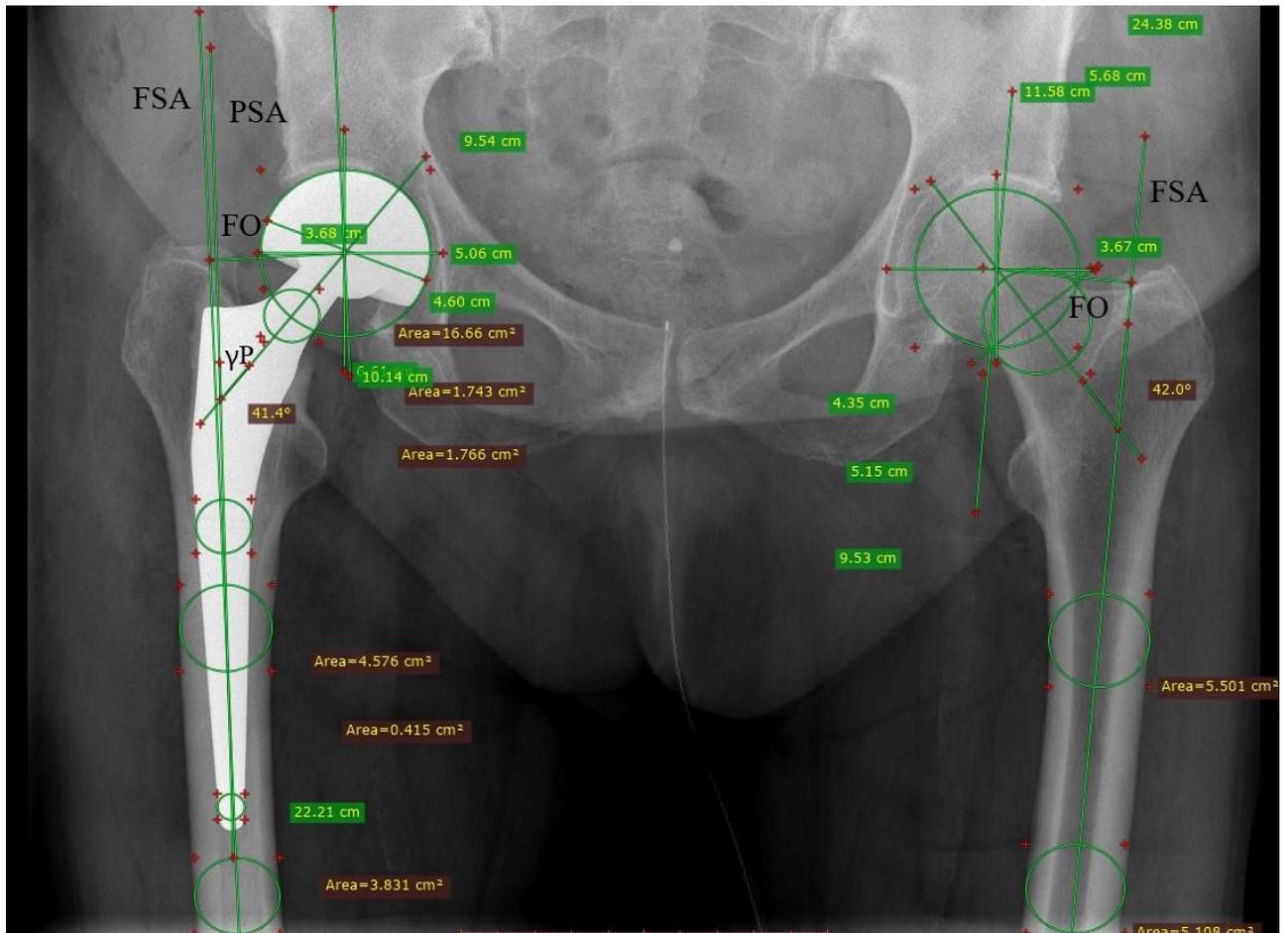


Abb. 6: Beispiel einer Messung von Femoralem Offset und projiziertem Gammawinkel  $\gamma_P$  mittels RadiAnt DICOM Viewer Version 5.5.1 [Eigene Darstellung]

### 2.3 Verwendete mathematische Methodik

Der im Röntgenbild gemessene Femorale Offset wird im Folgenden als FOP (projizierter Femoraler Offset) deklariert. Anschließend gilt es, diesen projizierten Wert um die im Röntgenbild erfasste Hüftrotation zu korrigieren. Dazu wurde eine von Lechler et. al entwickelte und validierte Methode angewandt [43]. Diese Messmethode wurde ursprünglich an Patienten, die mittels intramedullärer Nagelung versorgt wurden, entwickelt und basiert auf dem mathematischen Grundsatz von Pythagoras.

Das Grundprinzip basiert auf der Theorie, dass der Femorale Offset zusammen mit der femoralen Prothesenschaftachse und der Zugschraubenachse ein rechtwinkliges Dreieck bilden [43]. Dadurch sind die Zusammenhänge zwischen den inneren und äußeren Winkeln sowie die Seitenlängen festgelegt. Ist bspw. der CCD vom femoralen Nagel bekannt, kann folglich der

Gammawinkel des Implantats berechnet werden (180 Grad minus CCD) [43]. Zuvor müssen jedoch Maßnahmen ergriffen werden, um eine adäquate Kalibrierung zu gewährleisten. Mathematisch wird dies durch einen Faktor ermöglicht, der das Verhältnis zwischen projiziertem, gemessenen Nageldurchmesser und tatsächlichem, bekannten Durchmesser ermittelt [43]. Eine Rotation um die femorale Achse führt zu einer Zunahme des projizierten CCD und einer gleichzeitigen Abnahme des projizierten Gammawinkels [43]. Da jedoch der tatsächliche CCD (sowie auch der tatsächliche Gammawinkel) bekannt ist, kann das Ausmaß der Hüftrotation mittels Cosinus-Funktion berechnet werden [43]. Die folgende Formel ermöglicht die Berechnung des Ausmaßes der Hüftrotation [42-43]:

$$HR = \arcsin(\tan(\gamma_P) / \tan(\gamma_I))$$

Der Rotationsfaktor RCF, um den der projizierte Wert korrigiert werden soll, wird ebenfalls mithilfe der beiden Gammawinkel errechnet [42-43]:

$$RCF = (\tan(\gamma_I) / \tan(\gamma_P))$$

Der Winkel  $\gamma_P$  muss bestimmt werden. Er entspricht dem zwischen der Prothesenschaftachse und der Femurschenkelhalsachse liegenden Winkel (vgl. Kapitel 2.2.3). Der Winkel  $\gamma_I$  hingegen gehört zur eingebauten Prothesenkomponente und gilt daher als vorher bekannt. Im letzten Schritt wird anschließend das Produkt von RCF und projiziertem FO gebildet, welches dem rotationskorrigierten FORC entspricht [42]:

$$FORC = FOP \cdot RCF$$

Ist zuvor noch keine Kalibrierung erfolgt, kann diese Formel noch um den Kalibrierungsfaktor CF ergänzt werden [43]:

$$FORC = FOP \cdot RCF \cdot CF$$

## 2.4 Ganganalyse mittels Loadsol® -Sohlen

Für die Ganganalyse wurden die drucksensitiven Sohlen loadsol® der Firma Novel (s. Abb. 7) in die Schuhe der Patienten eingelegt. Die Sohlen sind dünn und biegsam, sodass das Einlegen in so gut wie jeden Schuh ermöglicht wird. Die gängigen Schuhgrößen werden mittels verschiedener Sohlen abgedeckt und sind durch verschiedene Farben schnell zu unterscheiden (vgl. Abb. 7).



Abb. 7: Drucksensitive Einlegesohlen loadsol® der Firma Novel [44]

Die Messmethodik beruht auf einem flexiblen, flachen Sensor, welcher die gesamte plantare Fläche des Fußes umfasst und die Krafteinwirkung zwischen Fuß und Schuh ermittelt [44]. Unbedeutend ist dabei, welcher Teil der Fußsohle belastet wird, zwischen lokalen Krafteinwirkungen wird nicht unterschieden. Insgesamt können Kräfte bis zu 2500 Newton erfasst werden [44]. An den Sohlen befindet sich ein 19 cm langes Verbindungsband, an dessen Ende sich eine Vorrichtung in Form eines kleinen Kästchens befindet. Dieses Kästchen wird beim Laufen seitlich am Schuh mittels Befestigungsklammer eingeklemmt, sodass eine eventuelle Beschädigung der Messinstrumente während des Laufvorganges verhindert wird. Mithilfe einer Bluetooth-Verbindung werden dann die gemessenen Daten auf einen Tabletcomputer, der das iOS-Betriebssystem verwendet, übertragen. Dies ermöglicht eine zeitgleiche Betrachtung der Ganganalyse auf dem Tablet.

Für die Ganganalyse wird von dem Patienten eine zuvor abgemessene Strecke von 20 Metern zurückgelegt. Der Patient steht von einem Stuhl auf, läuft die festgelegte Strecke, wendet und geht erneut 20 Meter zurück um sich anschließend wieder auf den Stuhl zu setzen. Diese Zeitspanne wird mit einer Stoppuhr gemessen und ermöglicht dadurch u.a. die Ermittlung der Ganggeschwindigkeit. Bei den stationären postoperativen Messungen wurden stets Gehwagen mit Unterarmstützen verwendet. Bei den Messungen 6 Wochen p. o. wurden häufig noch Gehstützen (manchmal auch nur einseitig), vereinzelt auch Rollatoren benutzt. Entsprechend dem Heilungsfortschritt wurden Hilfsmittel im Rahmen der 12 Wochen- und 6 Monatsmessungen seltener, waren jedoch aufgrund von Faktoren wie Alter oder Komorbiditäten weiterhin vertreten.

Hinzu kommt, dass einige Patienten nicht zwingend auf Hilfsmittel angewiesen waren, jedoch eine erhöhte Sicherheit mit den Hilfsmitteln assoziierten.

Mittels der loadsol<sup>®</sup>-App kann eine Vielzahl von Parametern während des Laufvorganges erfasst bzw. automatisch errechnet werden (vgl. Abb. 8).

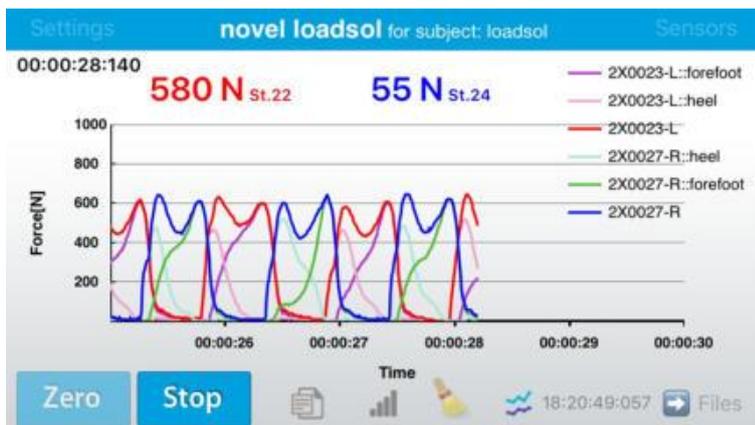


Abb. 8: Beispiel einer Messung mittels loadsol<sup>®</sup>-App [44]

Die für diese Dissertation relevanten Parameter, die mit Hilfe von loadsol<sup>®</sup> ermittelt wurden, waren die Folgenden [44]:

- **Peak Force** in Newton:  
wird definiert als die maximale Belastung (Spitzenbelastung) der jeweiligen Extremität, die während des Laufvorganges gemessen wurde.
- **Averaged Peak Force** in Newton:  
entspricht der über mehreren vollständigen Schritten gemittelten maximalen Belastung der jeweiligen Extremität. Die Anzahl der zu betrachtenden Schritte wurde dabei im Vorfeld eingestellt.
- **Averaged Contact Time** in Millisekunden:  
„Contact Time“ wird mit der Phase gleichgesetzt, in der der Fuß den Boden tatsächlich berührt. Die „Averaged Contact Time“ entspricht der über alle Schritte des Laufvorganges gemittelten Zeit, bei der ein vordefinierter Schwellenwert der Belastung erreicht bzw. überschritten wurde.

- **Loading Rate** in Newton/Sekunde:  
entspricht der Steigung der Belastungskurve beim Absetzen des Fußes auf den Boden.
- **Averaged Loading Rate** in Newton/Sekunde:  
wird gleichgesetzt mit dem Mittelwert der gemessenen Loading Rate über die Gesamtzahl der Schritte.
- **Geschwindigkeit** in Meter/Sekunde:  
entspricht dem Verhältnis zwischen der zurückgelegten Gehstrecke von 20 m und der hierfür benötigten, mittels Stoppuhr gemessenen, Zeit. Bei späteren Untersuchungen wurde vereinzelt zusätzlich auch eine weitere Geschwindigkeit für eine Strecke von 4 Metern berechnet.

## 2.5 Verwendete Fragebögen

### 2.5.1 Harris Hip Score

Der Harris Hip Score wurde 1969 im Rahmen einer Studie von William H. Harris entwickelt. Er ermöglicht eine Einschätzung der Hüftgelenksfunktion bei nahezu allen Hüftpathologien, indem verschiedene Parameter wie bspw. Schmerzen (max. 44 Punkte), ADL (max. 14 Punkte), Gehfähigkeit (max. 33 Punkte), Deformitäten (max. 4 Punkte), Mobilität (max. 5 Punkte) bewertet werden. Die maximal erreichbare Punktezahl beträgt 100 Punkte. Ab 70 Punkten gilt das Ergebnis als durchschnittlich, ab 80 Pkt. als gut, ab 90 Pkt. als exzellent. Werte unterhalb der 70 werden als schlecht angesehen. Außerdem sollte beachtet werden, dass eine Endoprothesenimplantation, die eine Verbesserung um 20 Punkte erzielt und keine weiteren operative Eingriffe erforderlich macht, als gutes bis sehr gutes Ergebnis eingeschätzt wird. [45-48]

### **2.5.2 Parker Mobility Score**

Ursprünglich wurde der Parker Mobility Score zur Vorhersage des Mortalitätsrisikos nach Hüftfrakturen angewandt. Inzwischen wird er für Aussagen über die Mobilität nach Hüft- oder Femurfrakturen eingesetzt. Es wird nicht nur die Beweglichkeit in häuslicher Umgebung, sondern auch außerhalb des Hauses und beim Einkaufen bewertet. Dazu wird die Notwendigkeit von Hilfsmitteln abgefragt. Das maximale Ergebnis liegt bei neun Punkten.[49]

### **2.5.3 Barthel Index**

Der Barthel Index gehört zu den am häufigsten in der geriatrischen Medizin verwendeten Bewertungsverfahren. Er ermöglicht eine Einschätzung der Selbstständigkeit des Patienten in seinem alltäglichen Umfeld. Es werden Einschränkungen und deren Ausprägung sowie mögliche Risiken ermittelt. Dazu gibt es verschiedene Kategorien, bei denen maximal 10 Punkte, bei zwei Kategorien sogar 15 Punkte vergeben werden können. Insgesamt ist eine Bewertung von maximal 100 Punkten möglich. Bei 0-30 Punkten wird von einer ausgeprägten Pflegebedürftigkeit ausgegangen. [50]

### **2.5.4 Timed „Up and Go“-Test**

Bei diesem Testverfahren wird eine „Beurteilung“ von Körpergleichgewicht und Beweglichkeit im Alltag hinsichtlich Sturzgefahr ermöglicht. Es wird die Zeit gemessen, in der die Testperson gebeten wird, von einem Stuhl mit Armlehne aufzustehen, drei Meter vorwärts zu schreiten, sich umzudrehen und anschließend zum Stuhl zurückzukehren um sich zusetzen. [51-52]

Es handelt sich um ein in der geriatrischen Medizin besonders häufig verwendetes Testverfahren. Die folgenden Testergebnisse gelten als allgemeingültig [51-52]:

- < 10 Sekunden - keine Mobilitätseinschränkungen
- 11 - 19 Sekunden - leichte, i.d.R. irrelevante Mobilitätseinschränkung
- 20 - 29 Sekunden - abklärungsbedürftige, relevante Mobilitätseinschränkung
- > 30 Sekunden - starke Mobilitätseinschränkung

## 2.6 Verwendete statistische Methode

Für die deskriptiven und induktiven Auswertungen wurde das statistische Programmpaket SPSS Statistics 26.0 verwendet (IBM, 2019). Nach einer zuvor erfolgten Überprüfung auf eine Normalverteilung mittels Kolmogorov- und Shapiro-Test, wurden die Auswirkungen von FORC und Beinlängendifferenz auf die Parameter aus der Ganganalyse sowie auf die Ergebnisse der *scores* für beide Gruppen mittels nichtparametrischer Tests analysiert. Als Signifikanzniveau wurde zuvor der Wert 0,05 definiert. Folglich wird ein ermittelter Wert, welcher größer als 0,05 ist, als nicht signifikant ersehen. Signifikante Ergebnisse liegen im Bereich von  $0,01 < p < 0,05$ . Werte unterhalb 0,01 hingegen werden als hochsignifikant eingestuft.

## **3 Ergebnisse**

### **3.1 Charakteristika der Studienpopulation**

Die Studienpopulation beläuft sich auf insgesamt 66 Patienten, bei denen neben der Erfassung der biomechanischen Parameter eine Ganganalyse mittels drucksensitiver Sohlen durchgeführt werden konnte. Im Rahmen der statistischen Auswertung wurde das Patientenkollektiv in zwei Gruppen unterteilt. Die erste Gruppe umfasst 53 Patienten, bei denen die Ganganalyse im stationären postoperativen Rahmen erfolgte. Die zweite Gruppe beläuft sich auf insgesamt 17 Patienten, bei denen neben stationären Messungen auch ambulante Folgemessungen durchgeführt werden konnten. Hierbei wurden jene 4 Patienten der ersten Gruppe miteingeschlossen, die an den ambulanten Nachsorgeterminen teilnahmen. Da der Fokus bei der zweiten Patientengruppe primär auf der zeitlichen Entwicklung lag, wurden die beiden Gruppen statistisch gesondert analysiert. Um eine objektive Vergleichbarkeit zu gewährleisten, wurden für beide Gruppen zuvor die gleichen Parameter aus der Ganganalyse ausgewählt. Bei den ambulant nachuntersuchten Patienten konnten neben dem Parker Mobility Score und Barthel-Index zusätzlich noch Ergebnisse von Harris Hip Score und Timed „Up and Go“- Test hinzugezogen werden. Der biomechanische Parameter FORC konnte bei allen Patienten ermittelt werden. Bei drei Patienten war die Vermessung der Beinlängendifferenz aufgrund inadäquater postoperativer Bildgebung (fehlende Beckenübersichten) nicht möglich. Die Erhebung von Parker Mobility Score und Barthel- Index konnte bei allen eingeschlossenen Patienten gewährleistet werden.

### **3.2 Deskriptive Statistik des ersten Patientenkollektivs**

Das erste Patientenkollektiv umfasst die 53 stationär gemessenen Patienten. Bei einem der Patienten wurde beidseits ein Duokopf eingebaut, sodass sich die Anzahl der Endoprothesen auf 54 beläuft. Davon wurden 23 Totalendoprothesen (42,6%) und 31 Duoköpfe implantiert (57,4%). Unter den untersuchten Patienten fanden sich 23 Männer und 30 Frauen. Die folgende Tabelle stellt die wichtigsten deskriptiven Parameter des Patientenkollektivs dar.

**Tabelle 1:** Deskriptive Statistik des ersten Patientenkollektivs- Allgemeine Daten [Eigene Darstellung]

<b>Patientenkollektiv</b>		
<b>Geschlecht in Prozent</b>	Frauen	56,60
	Männer	43,40
<b>Altersdurchschnitt in Jahren</b>		82,06
<b>Endoprothesenart in Prozent (absolut)</b>	H-TEP	42,60
	Duokopf	57,40
<b>Durchschnittliche OP -Dauer in Minuten</b>	H-TEP	108,90
	Duokopf	96,60
<b>Stationärer Aufenthalt in Tagen</b>		
Durchschnitt	H-TEP	15,7
	Duokopf	15,7
Mindestaufenthalt	H-TEP	7,0
	Duokopf	8,0
Maximaler Aufenthalt	H-TEP	32,0
	Duokopf	31,0
<b>ASA-Klassifikation</b>	II	7,40
	III	29,60
	IV	7,40
<b>BMI (Body Mass Index) in KG/m<sup>2</sup></b>	Durchschnitt	24,20
	Minimum	16,90
	Maximum	39,50

Der biomechanische Parameter Beinlängendifferenz konnte bei 50 Patienten vermessen werden. Bei drei Patienten wurden postoperativ keine Beckenübersichten, sondern lediglich Aufnahmen der Hüfte im a. p. bzw. im Lauenstein-Strahlengang angefertigt. Eine Vermessung war daher nicht möglich. Die durchschnittliche Beinlängendifferenz lag bei 6,34 mm. Der Median betrug 5,15 mm und die Standardabweichung entsprach 5,17 mm. Bei einer Unterscheidung hinsichtlich Prothesenart, ergaben sich keine erheblichen Differenzen bezüglich der Beinlängendifferenz. Die mittels H-TEP versorgten Patienten wiesen eine BLD von durchschnittlich 6,35 mm auf, bei den mittels Duokopf versorgten Patienten lag der Wert bei 6,45 mm. Bei 22 Patienten (44%) war die operierte Extremität kürzer als die kontralaterale Extremität. Bei 28

Patienten (56%) hingegen war das operierte Bein im direkten Vergleich länger. Der FORC lag durchschnittlich bei 40,85 mm. Der Median betrug 40,60 mm und die Standardabweichung lag bei 5,37 mm. Bei den ausschließlich totalendoprothetisch versorgten Patienten lag der Durchschnittswert des FORC bei 42,03 mm, bei den hemiendoprothetisch versorgten Patienten betrug er im Schnitt 39,98mm.

Als Mobilitätsparameter aus der Ganganalyse wurden die folgenden Parameter (jeweils für die operierte und die nicht operierte Extremität) festgelegt:

- Ganggeschwindigkeit in Meter pro Sekunde
- Peak Force und Averaged Peak Force in Newton
- Averaged Contact Time in Millisekunden
- Averaged Loading Rate in Newton pro Sekunde

Zusätzlich wurden der prä- und postoperative Barthel-Index sowie der prä- und postoperative Parker Mobility Score statistisch ausgewertet. Eine Übersicht der Mittelwerte, Mediane und Standardabweichungen befindet sich in der nachfolgenden Tabelle:

**Tabelle 2:** Deskriptive Statistik- Übersicht der Parameter aus Ganganalyse und funktionellen *scores* [Eigene Darstellung]

	<b>Ein- heit</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>Standard- Abweichung</b>	<b>Median</b>	<b>Mini- mum</b>	<b>Maxi- mum</b>
<b>Beinlängendifferenz</b>	mm	6,34	5,17	5,15	0,13	21,97
<b>FORC</b>	mm	40,85	5,37	40,60	28,11	57,31
<b>Peak Force der operier- ten Extremität (OP)</b>	N	547,24	117,82	555,00	360,00	819,00
<b>Peak Force der nicht ope- rierten Extremität</b>	N	633,37	153,28	621,50	393,00	1220,00
<b>Ganggeschwindigkeit</b>	m/s	0,31	0,15	0,31	0,06	0,77

<b>Averaged Peak Force der operierten Extremität</b>	N	454,053	106,54	436,40	298,80	743,90
<b>Averaged Peak Force der nicht operierten Extremität</b>	N	543,65	131,77	527,10	349,60	1031,30
<b>Averaged Contact Time der operierten Extremität</b>	ms	1440,04	504,45	1311,00	853,00	2727,00
<b>Averaged Contact Time der nicht operierten Extremität</b>	ms	1578,84	590,00	1397,00	852,00	3203,00
<b>Averaged Loading Rate der operierten Extremität</b>	N/s	1214,80	897,98	944,00	255,00	5667,00
<b>Averaged Loading Rate der nicht operierten Extremität</b>	N/s	1934,80	1858,38	1678,00	547,00	13886,00
<b>Parker Mobility Score prä-OP</b>	-	8,19	1,67	9	2	9
<b>Parker Mobility Score post-OP</b>	-	4,19	1,81	4	1	9
<b>Barthel Index prä-OP</b>	-	95,83	7,63	100	70	100
<b>Barthel Index post-OP</b>	-	63,80	15,87	65	10	100

### 3.3 Induktive Auswertungen des Patientenkollektivs

Im Rahmen von bivariaten Untersuchungen wurden als kategoriale Variablen Geschlecht, Art der Endoprothese, OP-Seite oder auch „Verkürzt/Verlängert“ festgelegt und mittels Mann-Whitney-Test ausgewertet. Bei der Gruppenvariable Geschlecht zeigte sich ein signifikanter Unterschied ( $p=0,017$ ). Die FORC-Werte der Männer sind signifikant größer als die Werte der Frauen. Bei der kategorialen Gruppenvariable „Verkürzt oder Verlängert“ hingegen, zeigte sich, dass die Werte der Beinlängendifferenzen bei „Verkürzt“ signifikant kleiner sind als bei

„Verlängert“ (p=0,033). (Die Variable „Verkürzt oder Verlängert“ definiert, ob die operierte Extremität nach dem operativen Eingriff kürzer oder länger als die kontralaterale Extremität misst.) Hinsichtlich der Gruppenvariable „operierte Seite“ gab es signifikante Unterschiede bezüglich der Variablen Loading Rate (p=0,004), postoperativer PMS (p=0,021) sowie „Peak Force der nicht operierten Extremität“ (p=0,030). Bezüglich des Typs der implantierten Prothese zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen H-TEP oder Duokopf. Im nächsten Schritt wurden die Zusammenhänge zwischen den stetigen Variablen untersucht. Aufgrund der Abweichungen von der Normalverteilung und dem Vorliegen von Ausreißern wurde die Spearman-Korrelation ausgewählt. Neben den bereits beschriebenen Parametern aus der Ganganalyse wurden auch das Alter, die OP-Dauer, die Dauer des stationären Aufenthaltes, die Dauer zwischen Sturz und OP sowie der BMI hinzugezogen. Es ergaben sich signifikante Korrelationen zwischen den folgenden Variablen:

**Tabelle 3:** Signifikante Korrelationen der stetigen Variablen [Eigene Darstellung]

<b>Variable 1</b>	<b>Variable 2</b>	<b>p-Wert</b>	<b>Korrelationskoeffizient</b>
<b>OP-Dauer</b>	FORC	0,041	-0,294
<b>BMI</b>	Peak Force der operierten Extremität	0,001	0,439
<b>BMI</b>	Averaged Peak Force der operierten Extremität	0,004	0,402
<b>BMI</b>	Peak Force der nicht operierten Extremität	0,000	0,570
<b>BMI</b>	Averaged Peak Force der nicht operierten Extremität	0,001	0,452
<b>BMI</b>	Averaged Loading Rate der nicht operierten Extremität	0,043	0,291
<b>Dauer des stationären Aufenthaltes</b>	Averaged Loading Rate der operierten Extremität	0,003	-0,404
<b>Dauer des stationären Aufenthaltes</b>	PMS präoperativ	0,027	-0,302
<b>Dauer des stationären Aufenthaltes</b>	Barthel-Index präoperativ	0,032	-0,293

Signifikante Zusammenhänge zwischen den einzelnen Parametern aus der Ganganalyse und dem biomechanischen Parameter FORC konnten mittels Spearman-Korrelation ausgeschlossen werden. Zwischen den Ergebnissen von Parker Mobility Score bzw. Barthel Index und FORC bzw. Beinlängendifferenz konnten ebenfalls keine signifikanten Ergebnisse nachgewiesen werden. Bei der Erhebung von Parker Mobility Score und Barthel-Index konnten neben den postoperativen Ergebnissen mittels Befragung auch präoperative Werte ermittelt werden. Dies ermöglichte eine Untersuchung hinsichtlich der Veränderung im zeitlichen Verlauf. Mittels Wilcoxon-Tests konnte festgestellt werden, dass die postoperativen PMS-Werte signifikant kleiner sind als die präoperativen Werte. Ähnliches gilt für die postoperativen Ergebnisse des Barthel-Indexes.

Hinsichtlich der Beinlängendifferenz ergaben sich keine signifikanten Korrelationen zwischen den Parametern aus der Ganganalyse bzw. den Ergebnissen aus Parker Mobility Score oder Barthel-Index. Im Rahmen einer Subgruppenanalyse wurde die Kohorte entsprechend einem Grenzwert in zwei Untergruppen aufgeteilt. Als Grenze wurde dafür eine BLD von 5 mm festgelegt. Folglich entstanden zwei Untergruppen mit jeweils Beinlängendifferenzen  $> 5$  mm und den Beinlängendifferenzen  $\leq 5$  mm. Gemessen an der Gesamtzahl der ermittelten BLD erschien die Aufteilung nahezu ausgeglichen. Bei 26 Patienten betrug die BLD  $> 5$  mm und bei 24 Patienten  $< 5$  mm. Betrachtet man im Rahmen einer deskriptiven Analyse die Parameter aus der Ganganalyse zwischen den beiden Subgruppen im direkten Vergleich, so sind die durchschnittlichen Werte in der Subgruppe mit BLD  $< 5$  mm für „Averaged Contact Time der operierten Extremität“ mit 1544,33 ms, „Averaged Peak Force der operierten Extremität“ mit 463,67 N sowie „Averaged Loading Rate der operierten Extremität“ mit 1344,25 N/s jeweils größer als die entsprechenden Werte aus der Vergleichsgruppe mit einer BLD  $> 5$  mm. Dort waren die Werte für die „Averaged Contact Time der operierten Extremität“ mit 1362,5 ms, „Averaged Peak Force der operierten Extremität“ mit 451,3 N und „Averaged Loading Rate der operierten Extremität“ mit 1111,63 N/s deutlich niedriger. Bei der Ganggeschwindigkeit hingegen trifft das Gegenteil zu. Bei den Patienten mit einer BLD  $> 5$  mm betrug die durchschnittliche Ganggeschwindigkeit 0,31 m/s. In der Gruppe mit einer BLD bis zu 5 mm ergab sich hingegen lediglich eine Durchschnittsgeschwindigkeit von 0,29 m/s. Die maximal erreichte durchschnittliche Geschwindigkeit (0,77 m/s) konnte wiederum bei einem Patienten mit einer Beinlängendifferenz von 4,42 mm, also in der Gruppe  $< 5$  mm nachgewiesen werden. Der niedrigste Wert mit 0,06 m/s hingegen wurde bei einem Patienten mit einer BLD von 6,68 mm ( $> 5$  mm) verzeichnet. Bezüglich des postoperativen Ergebnisses des Barthel-Index, zeigt sich auch hier ein leicht höherer Durchschnittswert bei der Gruppe mit einer BLD  $> 5$  mm. Dieser

liegt postoperativ bei 62,7, während er bei der Vergleichsgruppe lediglich 61,04 beträgt. Betrachtet man schließlich den Maximalwert der BLD aus beiden Kohorten, so erscheint hierbei auffällig, dass die größte BLD i.H.v. 21,97 mm mit der niedrigsten „Averaged Loading Rate der operierten Extremität“ i.H.v. 255 N/s sowie der niedrigsten „Loading Rate“ der Subgruppe BLD > 5 mm vergesellschaftet scheint. Bezüglich der „Averaged Loading Rate der operierten Extremität“ scheint dieser Wert gleichzeitig der niedrigste Wert der gesamten Kohorte zu sein. Die niedrigste BLD mit lediglich 0,22 mm weist hingegen den höchsten Wert der „Loading Rate“ der entsprechenden Subgruppe sowie gleichzeitig der gesamten Kohorte mit einem Maximalwert von 166,8 auf.

In einer sich anschließenden Mann-Whitney-Testung bzgl. der oben genannten Parameter aus Ganganalyse und *scores* ergaben sich jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Untergruppen. Die entsprechenden p-Werte sind in der folgenden Tabelle dargestellt.

**Tabelle 4:** Darstellung der p-Werte im Rahmen der Subgruppenanalyse [Eigene Darstellung]

	<b>Einheit</b>	<b>Z-Wert</b>	<b>p-Wert</b>
<b>FORC</b>	mm	-1,52	0,13
<b>Peak Force der operierten Extremität (OP)</b>	N	-0,58	-0,56
<b>Peak Force der nicht operierten Extremität</b>	N	-1,36	0,17
<b>Ganggeschwindigkeit</b>	m/s	-0,45	0,66
<b>Averaged Peak Force der operierten Extremität</b>	N	-0,52	0,61
<b>Averaged Peak Force der nicht operierten Extremität</b>	N	-1,13	0,26
<b>Averaged Contact Time der operierten Extremität</b>	ms	-0,65	0,52
<b>Averaged Contact Time der nicht operierten Extremität</b>	ms	-0,01	0,99
<b>Averaged Loading Rate der operierten Extremität</b>	N/s	-0,25	0,81
<b>Averaged Loading Rate der nicht operierten Extremität</b>	N/s	-0,65	0,52
<b>Loading Rate</b>	-	-0,04	0,97
<b>Parker Mobility Score prä-OP</b>	-	-0,47	0,64
<b>Parker Mobility Score post-OP</b>	-	-1,46	0,15
<b>Barthel Index prä-OP</b>	-	-0,71	0,48
<b>Barthel Index post-OP</b>	-	-0,03	0,98

### 3.4 Deskriptive Statistik – Das „Follow-Up“ Patientenkollektiv

Beim „Follow-up“ Patientenkollektiv wurden die Messungen nicht nur während des stationären Aufenthaltes durchgeführt, sondern auch im ambulanten Rahmen fortgeführt. Ursprünglich sollten für diese Nachuntersuchungen 41 Patienten eingeschlossen werden. 3 dieser Patienten verstarben jedoch innerhalb der ersten 6 Wochen an Komorbiditäten. 8 Patienten mussten aufgrund einer dementiellen Erkrankung von den Untersuchungen ausgeschlossen werden. 2 Patienten befanden sich zu den Messzeitpunkten in anderen stationären Einrichtungen zur Behandlung von internistischen Erkrankungen. 7 Patienten erschienen nicht mehr zu den ambulanten Nachuntersuchungen und waren auch telefonisch/postalisch nicht erreichbar. Die genauen Gründe sind unbekannt. Ein Patient entschied sich im Verlauf gegen die Teilnahme. 17 Patienten nahmen schließlich an den ambulanten postoperativen Untersuchungen teil.

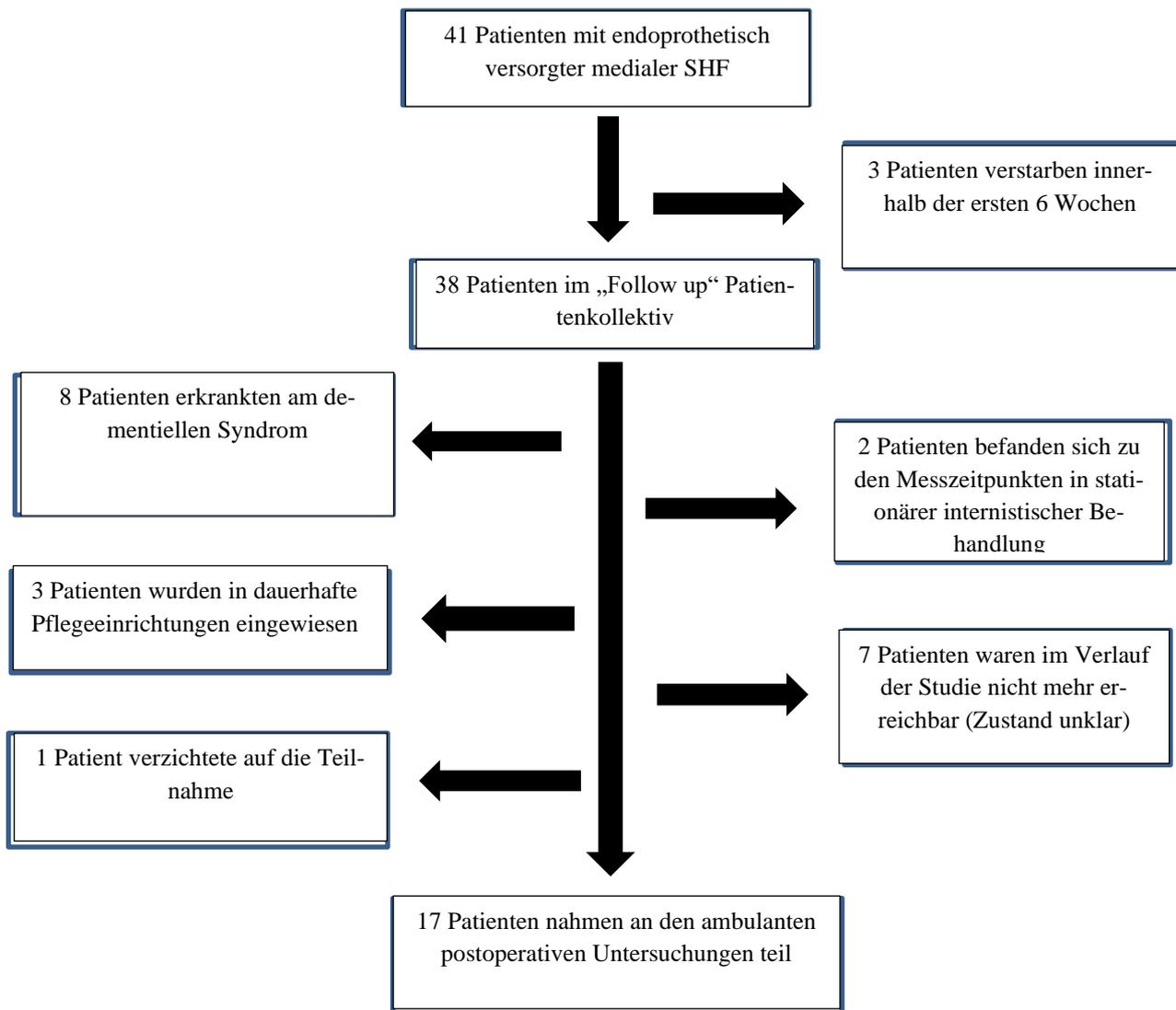


Abb. 9: Verlaufsdarstellung des „Follow-up“ Patientenkollektivs [Eigene Darstellung]

Die Patientengruppe umfasst zwölf Frauen (70,59%) und fünf Männer (29,41%). Es wurden zwölf H-TEPs (70,59%) und fünf Duoköpfe (29,41%) implantiert. Acht Prothesen wurden in die linke Hüfte, neun Prothesen in die rechte Hüfte implantiert. Die Beinlängendifferenz liegt bei durchschnittlich 4,23 mm (SD +/- 3,36mm). Die operierte Extremität ist im Vergleich zur kontralateralen Extremität bei 10 Patienten (58,82%) verkürzt. Eine Verlängerung nach dem operativen Eingriff besteht bei 7 Patienten (41,17%). Der FORC beträgt im Schnitt 40,58 mm (SD +/- 7,23 mm). Weitere Daten des Patientenkollektiv werden in der folgenden Tabelle zusammengefasst:

**Tabelle 5:** Deskriptive Statistik des zweiten Patientenkollektivs- Allgemeine Daten [Eigene Darstellung]

<b>Patientenkollektiv</b>		
<b>Geschlecht in Prozent</b>	Frauen	70,59%
	Männer	29,41%
<b>Altersdurchschnitt in Jahren</b>		76,06
<b>Endoprothesenart in Prozent (absolut)</b>	H-TEP	75,90%
	Duokopf	29,41%
<b>Durchschnittliche OP -Dauer in Minuten</b>		117,81
<b>Stationärer Aufenthalt in Tagen</b>	Durchschnitt	12,59
	Maximaler Aufenthalt	18,00
<b>Durchschnittlich vergangene Zeit zwischen Sturz und operativer Versorgung in Tagen</b>		1,18
<b>BMI (Body Mass Index) in KG/m<sup>2</sup></b>		23,30
<b>Beinlängendifferenz in mm</b>		4,23
<b>FORC in mm</b>		40,58

Die durchschnittliche Ganggeschwindigkeit, die stationär gemessen werden konnte, liegt bei 0,33 m/s (SD +/- 0,119 m/s). Nach 6 Wochen beträgt der Durchschnitt bereits 0,84 m/s (SD +/- 0,136 m/s), um dann nach 12 Wochen den Höchstwert von 0,99 m/s (SD +/- 0,241 m/s) zu erreichen. Anschließend folgt eine leichte Abnahme auf 0,89 m/s (SD +/- 0,209 m/s). Ähnlich verhält es sich mit der maximalen Spitzenbelastung der operierten Extremität. Der Durchschnittswert der Peak Force der ersten Messungen beläuft sich auf 592,5 N (SD +/- 166,45 N), um dann nach 6 Wochen auf 649,23 N (SD +/- 147,53 N) anzusteigen und nach 12 Wochen den Höchstwert von 705,5 N (SD +/- 141,76 N) zu erreichen. Ebenso wird bei der „Averaged Loading Rate der operierten Extremität“ der höchste Durchschnittswert nach 12 Wochen mit 3466,30 N/s (SD +/- 2403,81 N/s) erreicht. Bei der ersten Messung beträgt dieser Wert nur 1146,90 N/s (SD +/- 517,08 N/s), nimmt jedoch in den anschließenden 6 Wochen um 72,3% des Ausgangswertes zu und erreicht einen Wert von 2733,46 N/s (SD +/- 1018,30 N/s). Der abschließende Wert nach 6 Monaten ist um 357,41 N/s geringer als der nach 12 Wochen erreichte Höchstwert. Bei den Durchschnittswerten der „Averaged Contact Time der operierten Extremität“ hingegen wird der Höchstwert i.H.v. 1377,90 ms (SD +/- 316,23 ms) bereits bei der ersten Messung erreicht. Die später gemessenen Werte fallen deutlich niedriger aus und liegen nach 6 Monaten bei einem Tiefstwert von 833,44 ms (SD +/- 126,43 ms). Auch beim Timed „Up and Go“- Test ist eine stetige Abnahme der Ergebnisse festzustellen. Liegt die durchschnittlich benötigte Zeit nach 6 Wochen bei 15,60 s (SD +/- 4,93 s), sinkt der Wert nach 6 Monaten auf 12,30 s (SD +/- 3,5 s). Dies entspricht einer Reduktion um ein Fünftel des Ausgangswertes. Beim Barthel-Index und Parker Mobility Score sind in beiden Fällen stetige Zunahmen zu beobachten. Liegt der durchschnittliche Ausgangswert beim BI im stationären Bereich bei 69,5 (SD +/- 7,62), liegt er nach 6 Wochen bereits bei 97 (SD +/- 4,14). Danach steigt er geringfügig auf 98,64 (SD +/- 2,34), um anschließend den höchsten Wert von 98,89 (SD +/- 2,21) nach 6 Monaten zu erreichen.

Die einzelnen Durchschnittswerte der Parameter aus der Ganganalyse sowie der Scores und funktionellen Tests zu den einzelnen Messzeitpunkten werden in der folgenden Tabelle zusammengefasst:

**Tabelle 6:** Die Durchschnittswerte der Parameter der Ganganalyse und der funktionellen *scores* [Eigene Darstellung]

	<b>Einheit</b>	<b>Stationär</b>	<b>6 Wochen</b>	<b>12 Wochen</b>	<b>6 Monate</b>
<b>Barthel-Index</b>	-	69,5	97	98,64	98,89
<b>Parker Mobility Score</b>	-	4,30	7,53	8,36	-
<b>Harris Hip Score</b>	-	65,67	76,53	87,36	89,56
<b>Timed “Up and Go” Test</b>	s	k. A.	15,60	12,46	12,30
<b>Ganggeschwindigkeit</b>	m/s	0,33	0,84	0,99	0,89
<b>Peak Force der operierten Extremität</b>	N	592,5	649,23	705,5	687,78
<b>Peak Force der nicht operierten Extremität</b>	N	679	695	650	732,78
<b>Avg. Contact Time der operierten Extremität</b>	ms	1377,90	840,69	905	833,44
<b>Avg. Contact Time der nicht operierten Extremität</b>	ms	1497,3	880,54	863,60	655,78
<b>Avg. Peak Force der operierten Extremität</b>	N	506,65	588,44	640,56	638,17
<b>Avg. Peak Force der nicht operierten Extremität</b>	N	613,35	638,12	598,54	682,01
<b>Avg. Loading Rate der operierten Extremität</b>	N/s	1146,90	2733,46	3466,30	3108,89
<b>Avg. Loading Rate der operierten Extremität</b>	N/s	1601	3341,62	3243,80	3319,03

### 3.4.1 Entwicklung der Gangparameter im zeitlichen Verlauf in Abhängigkeit der Größe von FORC und Beinlängendifferenz

#### 3.4.1.1 Einfluss des FORC

Um die Auswirkungen des FORC auf die Gangparameter zu untersuchen, werden die Werte des FORC mithilfe des Medians in zwei Gruppen unterteilt. Betrachtet man bspw. die durchschnittliche Ganggeschwindigkeit in Abhängigkeit der Höhe des FORC, können (bis auf einen leichten Unterschied im Ausgangswert) zwei fast identische Kurvenverläufe bis zur 6. postoperativen Woche festgestellt werden (vgl. Abb. 10). Anschließend kommt es zu einer deutlichen Zunahme der Geschwindigkeit bei den Patienten mit einem  $\text{FORC} > \text{Median}$ , welche ihren Höchstwert nach 12 Wochen erreicht. Bei beiden Gruppen fallen die Werte nach der 12. Woche bis zum Messpunkt nach 6 Monaten wieder leicht ab.

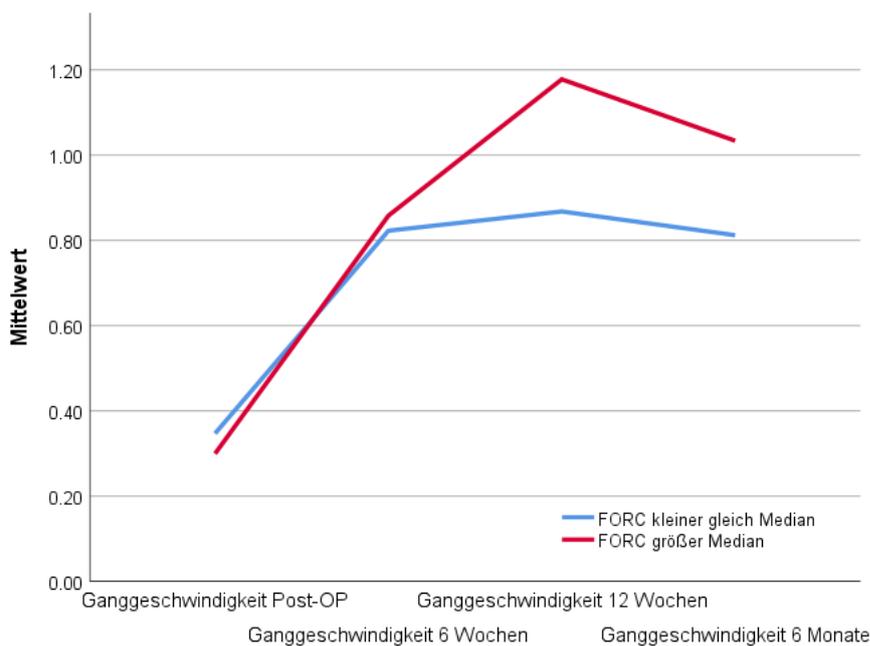


Abb. 10: Ganggeschwindigkeit (in m/s) in Abhängigkeit der Größe des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

Ein ähnliches Verhalten lässt sich bei der Betrachtung der Entwicklung der Peak Force beobachten. Kurz nach der operativen Versorgung liegt der Durchschnittswert der Peak Force der Patienten mit  $FORC \leq \text{Median}$  leicht höher als bei den Patienten mit  $FORC > \text{Median}$ . Die Werte nehmen in beiden Gruppen im zeitlichen Verlauf zu, der rote Kurvenverlauf erscheint jedoch deutlich steiler (vgl. Abb. 11). Nach 12 Wochen liegt die maximale Spitzenbelastung bei der Patientengruppe mit  $FORC > \text{Median}$  deutlich höher als bei der Vergleichsgruppe. Nach 6 Monaten gleichen sich die Werte allmählich wieder an, nachdem die Werte bei der Gruppe mit  $FORC > \text{Median}$  nach der 12. Woche stetig abnahmen. Bei der „Peak Force der nicht operierten Extremität“ ist ein entgegengesetztes Verhalten zu beobachten (vgl. Abb. 12). Sind die Werte bei der Patientengruppe mit  $FORC \leq \text{Median}$  annähernd konstant bis zur 12. Woche (um dann eine leichte Zunahme zu verzeichnen), wird der Höchstwert bei den Patienten mit  $FORC > \text{Median}$  nach etwa 6 Wochen erreicht. Anschließend folgt eine deutliche Abnahme der durchschnittlichen Peak Force, die ihren Tiefpunkt nach etwa 12 Wochen erreicht. Es folgt eine deutliche Steigung der roten Kurve, sodass die durchschnittliche Peak Force nach 6 Monaten bei beiden Gruppen eine ähnliche Höhe aufweist.

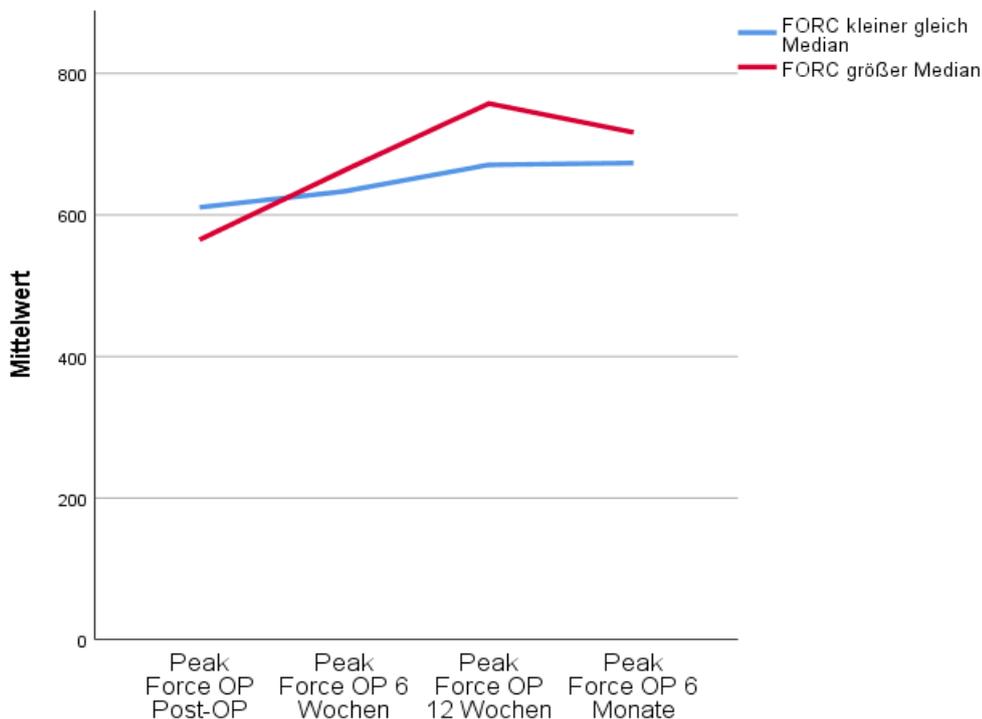


Abb. 11: Die durchschnittliche „Peak Force (in N) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Größe des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

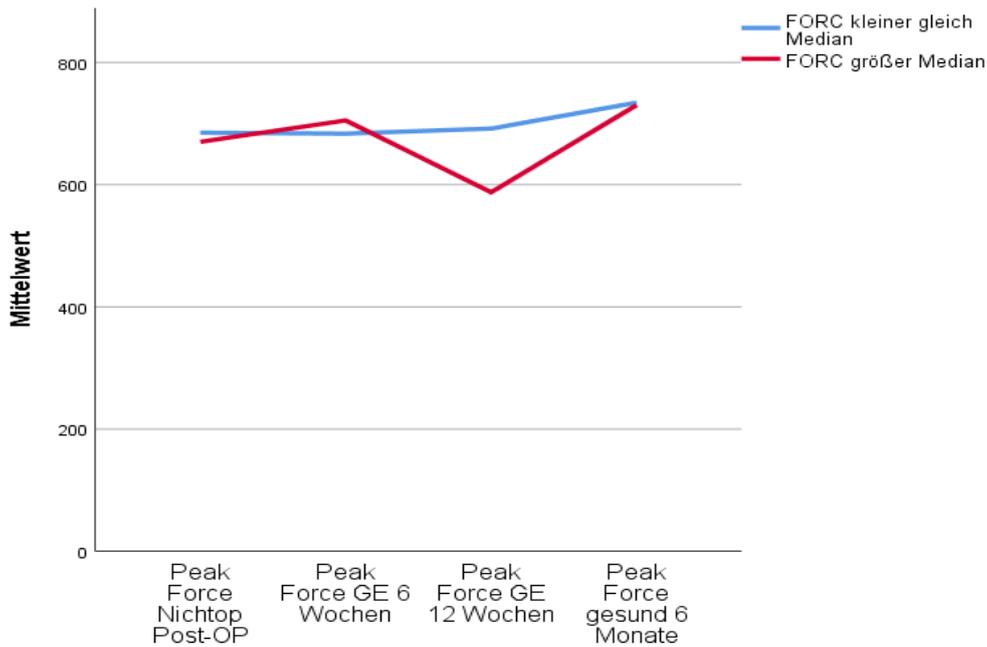


Abb. 12: Die durchschnittliche „Peak Force (in N) der nicht operierten Extremität“ in Abhängigkeit des FORC (in mm) [Eigene Darstellung]

Hinsichtlich der Entwicklung der Durchschnittswerte der „Averaged Loading Rate“, liegt der Ausgangswert der Patienten mit  $\text{FORC} > \text{Median}$  wenige Tage nach der Operation deutlich niedriger als der Ausgangswert der Patienten mit  $\text{FORC} \leq \text{Median}$ . Bei beiden Kurven wird eine sich anschließende Steigung verzeichnet, die bei der Patientengruppe mit  $\text{FORC} > \text{Median}$  deutlich steiler ausfällt und nach 12 Wochen ihren Höchstwert erreicht (vgl. Abb. 13). Die blaue Kurve hingegen verläuft deutlich flacher und erreicht ihren Maximalwert erst nach 6 Monaten.

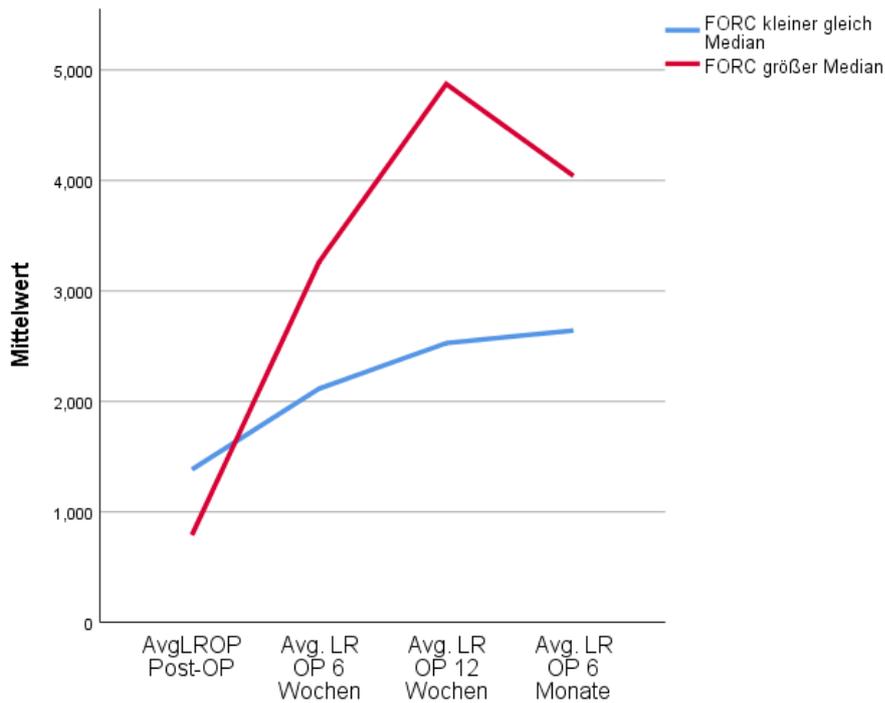


Abb. 13: Der Mittelwert der „Averaged Loading Rate (in N/s) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Größe des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

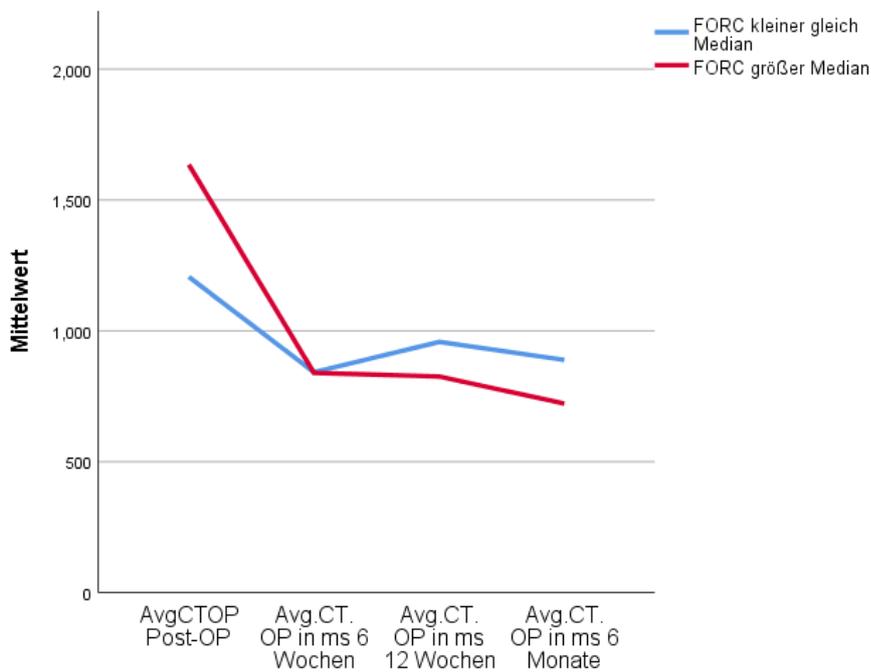


Abb. 14: Entwicklung der Durchschnittswerte der „Averaged Contact Time (in ms) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Größe des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

Der Mittelwert der „Averaged Contact Time“ beginnt mit einem deutlich höheren Ausgangswert bei den Patienten mit  $\text{FORC} > \text{Median}$ , nimmt dann jedoch deutlich ab und nähert sich dem Wert der Patienten mit  $\text{FORC} \leq \text{Median}$  bis zur 6. Woche an (vgl. Abb. 14). Nach dieser Annäherung nimmt der Durchschnittswert der Patienten mit  $\text{FORC} > \text{Median}$  weiter ab und erreicht seinen Tiefpunkt schließlich nach 6 Monaten. Die Kurve der Vergleichsgruppe erreicht ihren Tiefpunkt bereits nach 6 Wochen, steigt anschließend leicht und fällt bis zum Messzeitpunkt nach 6 Monaten wieder geringfügig. Vergleicht man dazu den Verlauf der beiden Kurven der „Averaged Contact Time der nicht operierten Extremität“, ist dieser ein sehr Ähnlicher. Die blaue Kurve verläuft nahezu identisch. Der Verlauf der roten Kurve ist geprägt von einem starken Gefälle bis zur 6. postoperativen Woche. Der Tiefpunkt wird allerdings schon nach 12 Wochen erreicht. Anschließend steigt der Wert wieder leicht.

Betrachtet man die Entwicklung der erzielten Ergebnisse im Barthel-Index sind keine allzu großen Unterschiede zwischen den beiden Gruppen zu verzeichnen (vgl. Abb. 15). Die Gruppe mit  $\text{FORC} > \text{Median}$  beginnt mit einem etwas höheren postoperativen Durchschnittswert als die Vergleichsgruppe. Bei beiden Gruppen erfolgt ein ähnlicher Anstieg der Werte. Bis zur 6. Woche gleichen sich die Werte schließlich an. Nach 6 Monaten ist der Durchschnittswert der Gruppe mit  $\text{FORC} > \text{Median}$  minimal größer als bei der Gruppe mit  $\text{FORC} \leq \text{Median}$ .

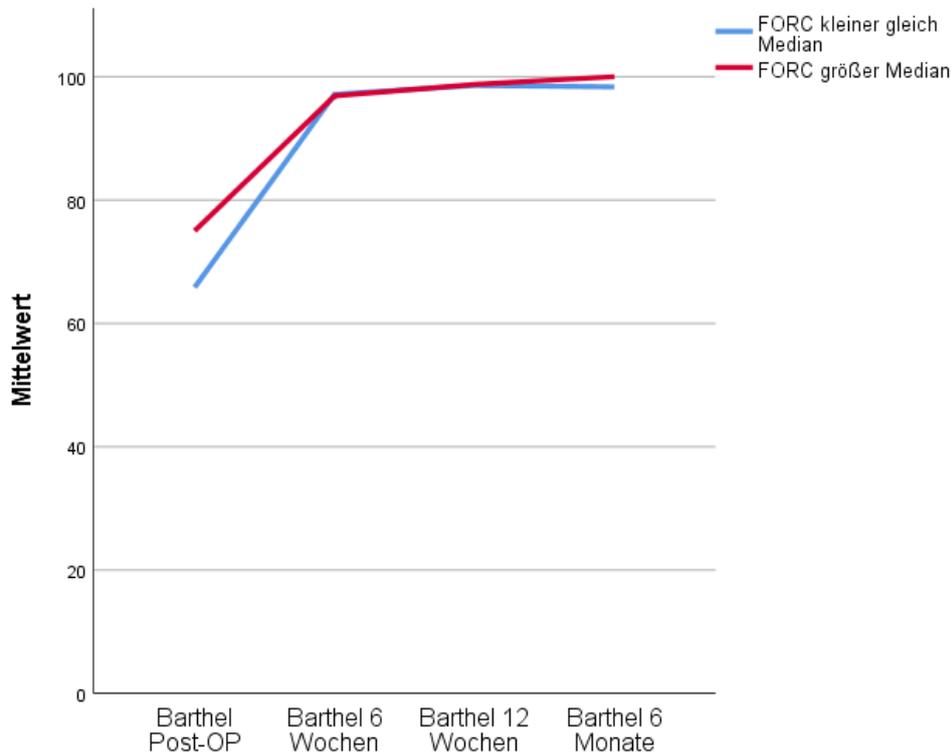


Abb. 15: Entwicklung der Durchschnittswerte der Ergebnisse vom Barthel-Index in Abhängigkeit des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

Beim Harris-Hip-Score ist der Ausgangswert der Gruppe mit  $\text{FORC} > \text{Median}$  leicht niedriger als bei der Vergleichsgruppe (vgl. Abb. 16). Die rote Kurve zeigt einen deutlich steileren Verlauf bis zur 6. postoperativen Woche auf. Der Anstieg der blauen Kurve verläuft hingegen deutlich flacher, erst nach 6 Wochen nimmt die Steigung stark zu. Nachdem nach 6 Wochen der Durchschnittswert der Gruppe mit  $\text{FORC} > \text{Median}$  deutlich höher liegt, nähern sich die Werte bis zur 12. postoperativen Woche an. Nach 6 Monaten liegt der Wert der Patienten mit  $\text{FORC} > \text{Median}$  im Schnitt etwas höher als bei der Vergleichsgruppe.

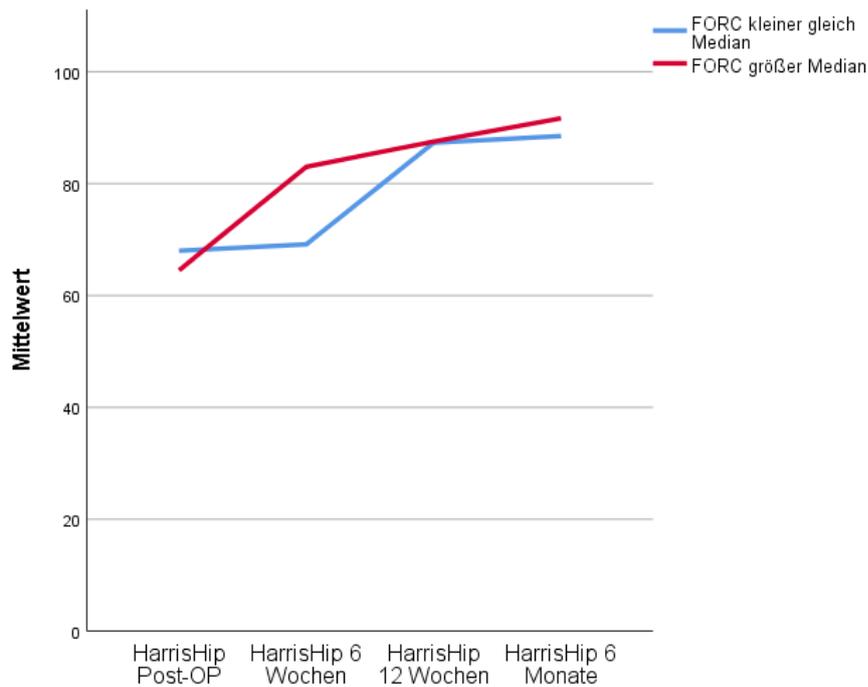


Abb. 16: Entwicklung der Mittelwerte der Ergebnisse des Harris Hip Scores in Abhängigkeit der Größe des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

Beim Timed „Up and Go“-Test, sind die Entwicklungen der beiden Kurven sehr individuell (vgl. Abb. 17). Obwohl die Patienten mit einem  $\text{FORC} \leq \text{Median}$  einen deutlich höheren Ausgangswert aufweisen, fällt die blaue Kurve sehr rasch und erreicht ihren Tiefpunkt bereits nach 12 Wochen. Anschließend nimmt dieser Wert wieder leicht zu, sodass der finale Mittelwert der Gruppe mit einem  $\text{FORC} \leq \text{Median}$  etwas höher liegt als in der Vergleichsgruppe. Die Patientengruppe mit  $\text{FORC} > \text{Median}$  wird hingegen von einer konstant fallenden roten Geraden repräsentiert, die ihren Tiefpunkt nach 6 Monaten erreicht.

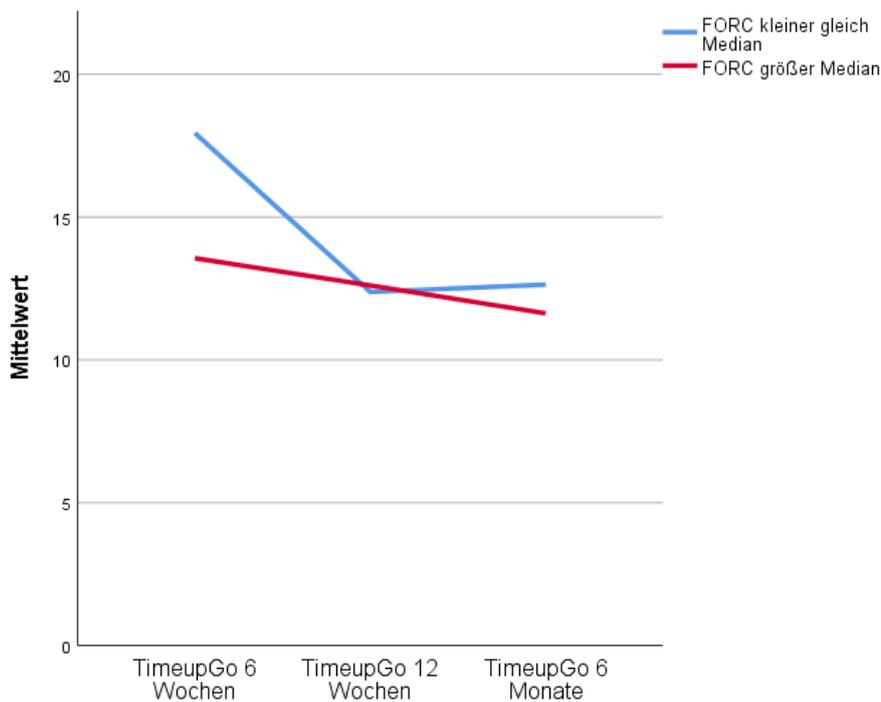


Abb. 17: Entwicklung der Mittelwerte der Ergebnisse vom Timed „Up and Go“-Test in Abhängigkeit der Größe des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

### 3.4.1.2 Einfluss der Beinlängendifferenz

Um die Auswirkungen der Beinlängendifferenz auf die Gangparameter zu untersuchen, werden auch hier die entsprechenden Werte mithilfe des Medians in zwei Gruppen unterteilt. In den folgenden Graphen wird die Patientengruppe mit einer  $BLD \leq \text{Median}$  stets von einer blauen Kurve repräsentiert. Die Gruppe mit einer  $BLD > \text{Median}$  wird von einer roten Kurve vertreten. Betrachtet man bspw. die Entwicklung der Mittelwerte der „Peak Force der operierten Extremität“, so liegt der Ausgangswert der Patienten mit einer  $BLD \leq \text{Median}$  deutlich höher als der Ausgangswert der Patienten mit einer  $BLD > \text{Median}$  (vgl. Abb. 19). Anschließend steigt die blaue Kurve bis zur 6. postoperativen Woche, bleibt dann bis zur 12. Woche konstant und fällt wieder leicht bis zum Messzeitpunkt nach 6 Monaten. Die rote Kurve hingegen steigt konstant bis zur 12. Woche an, danach sogar noch etwas steiler bis zu ihrem Höchstwert nach 6 Monaten. Bei der „Peak Force der nicht operierten Extremität“, liegt der Ausgangswert der Patienten mit  $BLD \leq \text{Median}$  niedriger als in der Vergleichsgruppe (vgl. Abb. 19). Die Kurve steigt jedoch stark an und erreicht schon nach 6 Wochen ihren Höchstpunkt. Anschließend sinkt sie deutlich ab und erreicht ihren Tiefpunkt nach 12 Wochen, um abschließend wieder leicht anzusteigen.

Bei der Vergleichsgruppe wird der Tiefpunkt bereits nach 6 Wochen erreicht. Anschließend erfolgt eine deutliche Steigung bis zum Höchstwert, der nach 6 Monaten erreicht wird.

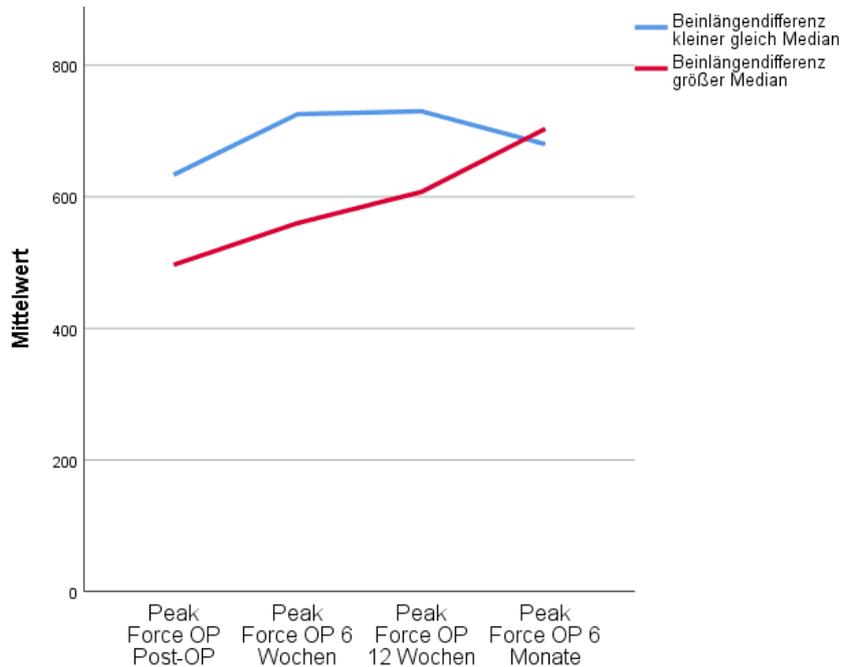


Abb. 18: Entwicklung der Mittelwerte der „Peak Force (in N) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

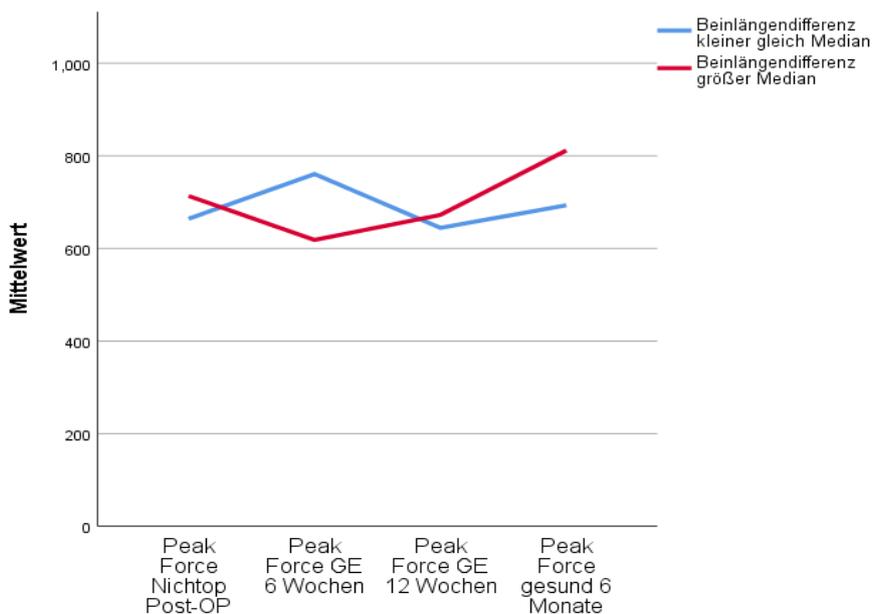


Abb. 19: Entwicklung der Mittelwerte der „Peak Force (in N) der nicht operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

Betrachtet man die Mittelwerte der Ganggeschwindigkeit, so beginnen beide Gruppen mit einem sehr ähnlichen Ausgangswert (vgl. Abb. 20). Auch die Steigung der beiden Kurven scheint sich zu ähneln, wobei die Patientengruppe mit einer  $BLD \leq \text{Median}$  leicht höhere Werte erreicht. Die blaue Kurve steigt anschließend, erreicht einen Höchstwert schon nach 12 Wochen und fällt dann wieder leicht bis zum Messzeitpunkt nach 6 Monaten. Dieser Wert ist dennoch höher als die gemessene durchschnittliche Geschwindigkeit der Vergleichsgruppe.

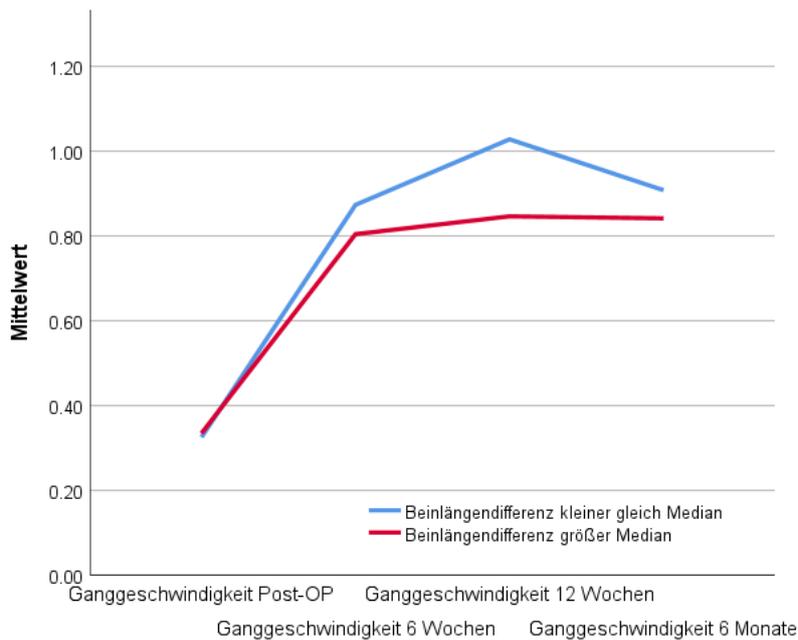


Abb. 20: Entwicklung der Ganggeschwindigkeit (in m/s) in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

Bei der „Averaged Contact Time der operierten Extremität“ liegt der Ausgangswert der Patientengruppe mit einer  $BLD > \text{Median}$  leicht höher als der Wert der Vergleichsgruppe (vgl. Abb. 21). Anschließend fallen beiden Kurven deutlich bis zur 6. postoperativen Woche. Die Werte der blauen Kurve verändern sich danach nur noch geringfügig und finden ihren Tiefpunkt zum Messzeitpunkt nach 6 Monaten. Die rote Kurve hingegen weist noch eine deutliche Steigung zwischen der 6. und 12. postoperativen Woche auf, bevor sie schließlich wieder fällt.

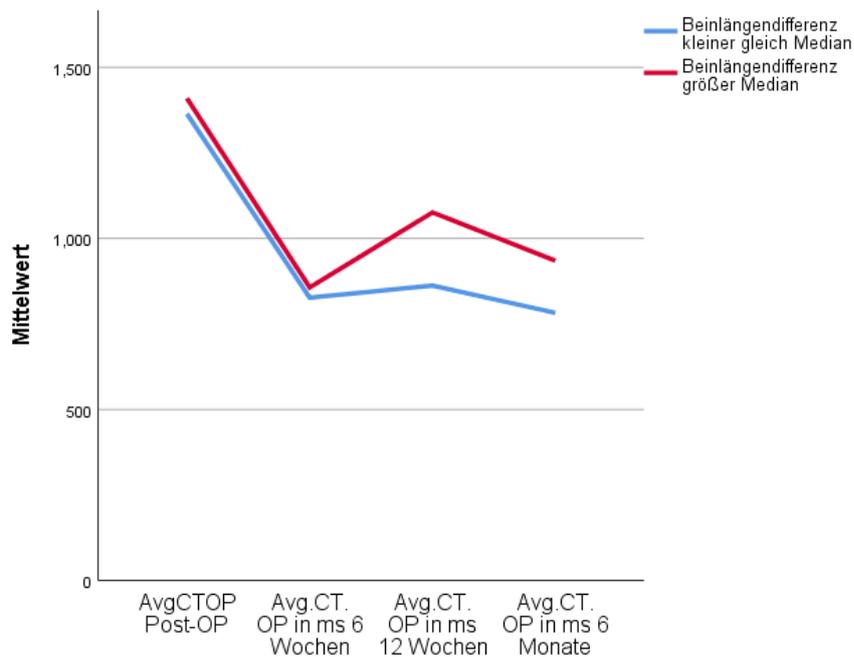


Abb. 21: Entwicklung der Mittelwerte der „Averaged Contact Time (in ms) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

Hinsichtlich der „Averaged Loading Rate der operierten Extremität“, lassen sich deutliche Differenzen zwischen den beiden Gruppen nachweisen (vgl. Abb. 22). Die Gruppe mit einer BLD  $>$  Median erreicht zu allen Messzeitpunkten deutlich niedrigere Mittelwerte. Der höchste Wert wird erst nach 6 Monaten erreicht. Bei der Patientengruppe mit einer BLD  $\leq$  Median wird der Höchstwert bereits nach 12 Wochen erreicht. Anschließend sinkt er leicht bis zum finalen Messzeitpunkt.

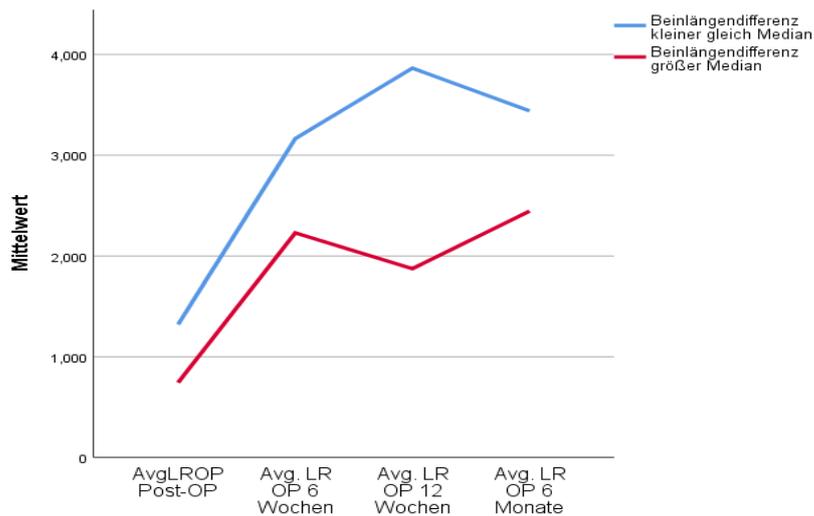


Abb. 22: Entwicklung der Mittelwerte der „Averaged Loading Rate (in N/s) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

Beim PMS unterscheiden sich die Ausgangswerte der beiden Vergleichsgruppen nur minimal, die Endergebnisse scheinen nahezu identisch (vgl. Abb. 23). Die größte, zwischen den beiden Gruppen herrschende Differenz wird zum Messzeitpunkt nach 6 Wochen erreicht. Die Gruppe mit einer  $BLD \leq \text{Median}$  weist dabei einen höheren mittleren Wert auf als die Vergleichsgruppe.

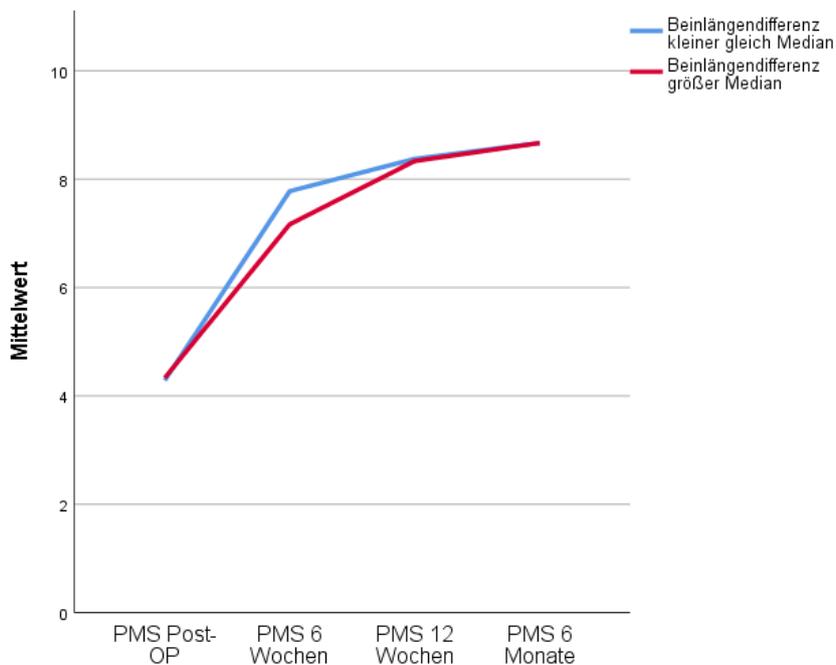


Abb. 23: Entwicklung der Mittelwerte der „Averaged Contact Time (in ms) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

Beim Barthel-Index beginnt die Patientengruppe mit einer  $BLD \leq \text{Median}$  mit einem niedrigeren Wert als die Vergleichsgruppe (vgl. Abb. 24). Anschließend folgt jedoch eine starke Steigerung, sodass der erreichte Mittelwert dieser Gruppe bereits nach 6 Wochen höher liegt als bei den Patienten mit einer  $BLD > \text{Median}$ . Bei beiden Gruppen folgt anschließend nur noch eine minimale Zunahme bis zum Messzeitpunkt nach 6 Monaten.

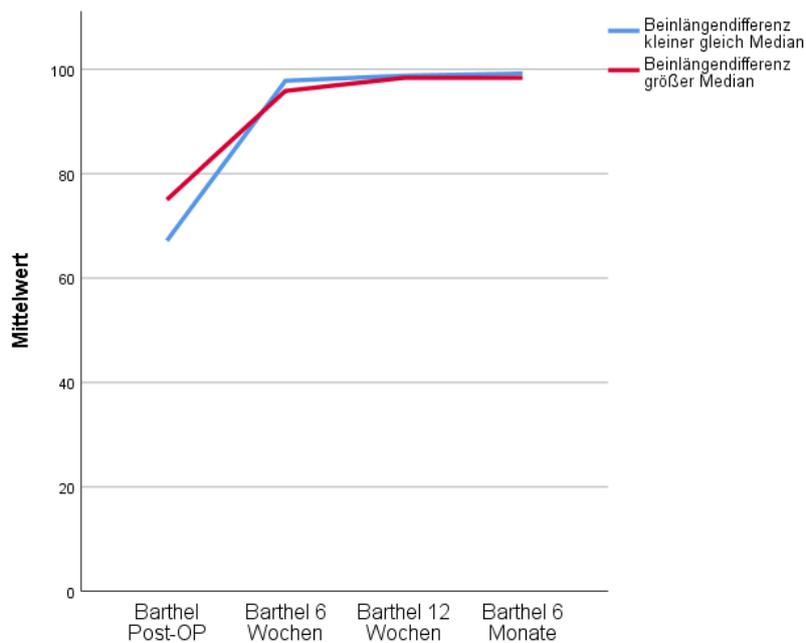


Abb. 24: Mittelwert des Barthel-Index in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

### 3.5 Induktive Auswertungen des „Follow-up“ Patientenkollektivs

Mit Hilfe der Spearman-Korrelation wurde nach signifikanten Zusammenhängen zwischen dem FORC bzw. der Beinlängendifferenz und den einzelnen Variablen aus der Ganganalyse sowie den funktionellen *scores* gesucht. Es ergaben sich einige signifikante Korrelationen zwischen dem FORC und den in der folgenden Tabelle aufgeführten Gangparametern.

**Tabelle 7:** Ergebnisse der Korrelationen von FORC und Beinlängendifferenz [Eigene Darstellung]

			<b>Beinlängendifferenz in mm</b>	<b>FORC in mm</b>
Spearman´s rho	Barthel-Index-stationär	Korrelationskoeffizient	0,544	0,872
		p-Wert	0,104	0,001
	Ganggeschwindigkeit nach 6 Monaten	Korrelationskoeffizient	0,067	0,733
		p-Wert	0,865	0,025
	Averaged Contact Time der operierten Extremität - stationär	Korrelationskoeffizient	0,564	0,806
		p-Wert	0,090	0,005
	Averaged Contact Time der nicht operierten Extremität - stationär	Korrelationskoeffizient	0,552	0,661
		p-Wert	0,098	0,038
	Averaged Contact Time der nicht operierten Extremität - nach 12 Wochen	Korrelationskoeffizient	-0,200	-0,770
		p-Wert	0,580	0,009
	Averaged Loading Rate der operierten Extremität - stationär	Korrelationskoeffizient	-0,491	-0,661
		p-Wert	0,150	0,038
	Averaged Loading Rate der operierten Extremität - nach 6 Wochen	Korrelationskoeffizient	-0,236	0,615
		p-Wert	0,437	0,025
	Averaged Loading Rate der operierten Extremität - nach 12 Wochen	Korrelationskoeffizient	-0,055	0,636
		p-Wert	0,881	0,048
	Loading Rate nach 12 Wochen	Korrelationskoeffizient	-0,297	0,733
		p-Wert	0,405	0,016
	Loading Rate nach 6 Monaten	Korrelationskoeffizient	-0,417	0,783
		p-Wert	0,265	0,013

Dominierend scheinen hierbei insbesondere die beiden Parameter „Averaged Contact Time“ der beiden Extremitäten (operiert bzw. nicht-operiert) sowie „Averaged Loading Rate der operierten Extremität“ zu den Zeitpunkten „stationär“, „nach 6 Wochen“ und „nach 12 Wochen“. Bei dem Parameter „Averaged Contact Time der nicht operierten Extremität nach 12 Wochen“ sowie der „Averaged Loading Rate der operierten Extremität stationär“ konnte ein entgegen gerichteter Zusammenhang nachgewiesen werden. Die entsprechenden Korrelationskoeffizienten weisen ein negatives Vorzeichen auf. Bei den anderen Parametern sind die Korrelationsvorzeichen stets positiv, sodass von einem gleichgerichteten Zusammenhang ausgegangen werden kann. Hinsichtlich der Testergebnisse der funktionellen *scores* konnte nur beim stationär durchgeführten Barthel-Index ein signifikanter Einfluss bestätigt werden. Bei den Parametern „Barthel-Index stationär“, „Averaged Contact Time der operierten Extremität stationär“ sowie „Averaged Contact Time der nicht operierten Extremität nach 12 Wochen“ betragen die *p*-Werte  $< 0,01$  und gelten damit als hochsignifikant.

Bei der Beinlängendifferenz haben sich keine signifikanten Ergebnisse ergeben. Bildet man jedoch auch hier zwei Untergruppen mit der Grenze einer BLD von 5 mm, so ergeben sich im Rahmen dieser Subgruppenanalyse einige signifikante Zusammenhänge. Diese betreffen die im stationären Rahmen vermessenen Parameter „Peak Force der operierten Extremität“ ( $p= 0,036$ ), „Averaged Peak Force der operierten Extremität“ ( $p=0,037$ ), „Averaged Loading Rate der operierten Extremität“ ( $p= 0,037$ ) sowie „Loading Rate“ ( $p= 0,037$ ). Signifikant höhere Werte liegen folglich in der Gruppe mit einer Beinlängendifferenz  $< 5$  mm vor. Aufgrund der geringeren Fallzahl und möglicher Einflussnahme von Einzelwerten sind diese jedoch nur unter Vorsicht zu interpretieren.

### **3.6 Zeitliche Entwicklung**

Um die Entwicklung der einzelnen Parameter aus der Ganganalyse sowie der Testergebnisse von Barthel-Index, Parker Mobility Score, Timed „Up and Go“-Test und Harris Hip Score im zeitlichen Verlauf zu untersuchen, wurde der Wilcoxon-Test angewandt. Beim Vergleich der postoperativen stationär gemessenen Parameter und den Werten zum Messzeitpunkt nach 6 Monaten, ergaben sich einige signifikante Zusammenhänge, die in der folgenden Tabelle dargestellt werden. Bei den meisten Parametern konnte eine Zunahme beobachtet werden. Bei den Parametern Timed „Up and Go“ Test sowie „Averaged Contact Time“ der operierten Extremität

bzw. der nicht operierten Extremität konnte jeweils eine Abnahme nachgewiesen werden, die sich jedoch mit einer Verbesserung von Mobilität und Koordination vereinbaren lässt.

**Tabelle 8:** Signifikante Korrelationen der Parameter der Messzeitpunkte stationär vs. 6 Monate [Eigene Darstellung]

Parameter stationär vs. nach 6 Monaten	p-Wert	Z-Wert	Ab- oder Zunahme
<b>Barthel Index</b>	0,026	-2,232 <sup>b</sup>	Zunahme
<b>Parker Mobility Score</b>	0,026	-2,220 <sup>b</sup>	Zunahme
<b>Peak Force der operierten Extremität</b>	0,058	-1,892 <sup>b</sup>	-
<b>Peak Force der nicht operierten Extremität</b>	0,093	-1,682 <sup>b</sup>	-
<b>Ganggeschwindigkeit</b>	0,028	-2,201 <sup>b</sup>	Zunahme
<b>Averaged Contact Time der operierten Extremität</b>	0,028	-2,201 <sup>c</sup>	Abnahme
<b>Averaged Contact Time der nicht operierten Extremität</b>	0,046	-1,992 <sup>c</sup>	Abnahme
<b>Averaged Peak Force der operierten Extremität</b>	0,028	-2,201 <sup>b</sup>	Zunahme
<b>Averaged Peak Force der nicht operierten Extremität</b>	0,046	-1,992 <sup>b</sup>	Zunahme
<b>Averaged Loading Rate der operierten Extremität</b>	0,028	-2,201 <sup>b</sup>	Zunahme
<b>Averaged Loading Rate der nicht operierten Extremität</b>	0,028	-2,201 <sup>b</sup>	Zunahme
<b>Loading Rate</b>	0,463	-0,734 <sup>b</sup>	-
<b>Timed „Up and Go“-Test</b>	0,028	-2,197 <sup>c</sup>	Abnahme

Betrachtet man die Messzeitpunkte nach 6 Wochen vs. 12 Wochen, so haben sich nur einige wenige signifikante Zusammenhänge ergeben, die in der folgenden Tabelle (s. Tabelle 9) dargestellt werden. Da bei diesen Messzeitpunkten auch der Harris Hip Score durchgeführt werden konnte, wurden diese Ergebnisse mit in den Wilcoxon-Test eingebunden.

**Tabelle 9:** Signifikante Korrelationen der Parameter der Messzeitpunkte 6 Wochen vs. 12 Wochen [Eigene Darstellung]

<b>Parameter nach 6 vs. 12 Wochen</b>	<b>p-Wert</b>	<b>Z-Wert</b>	<b>Zu- oder Abnahme</b>
<b>Harris Hip Score</b>	0,012	-2,527 <sup>b</sup>	Zunahme
<b>Loading Rate</b>	0,036	-2,100 <sup>b</sup>	Zunahme
<b>Timed „Up and Go“-Test</b>	0,037	-2,090 <sup>c</sup>	Abnahme

Auch beim Vergleich der beiden Messungen nach 6 Wochen vs. 6 Monaten konnten signifikante Ergebnisse ermittelt werden, die in der folgenden Tabelle dargestellt werden. Bei den beiden Parametern Harris Hip Score und Loading Rate konnte erneut ein Zusammenhang in Form einer Zunahme nachgewiesen werden. Ähnliches gilt für den Timed „Up and Go Test“, bei dem in allen drei Wilcoxon-Tests ein signifikanter Zusammenhang in Form einer Abnahme bestätigt werden konnte.

**Tabelle 10:** Signifikante Korrelationen der Parameter der Messzeitpunkte 6 Wochen vs. 6 Monate Scores [Eigene Darstellung]

<b>Parameter nach 6 Wochen vs. 6 Monate</b>	<b>p-Wert</b>	<b>Z-Wert</b>	<b>Zu- oder Abnahme</b>
<b>Harris Hip Score</b>	0,018	-2,366 <sup>b</sup>	Zunahme
<b>Averaged Peak Force der operierten Extremität</b>	0,043	-2,023 <sup>b</sup>	Zunahme
<b>Loading Rate</b>	0,043	-2,023 <sup>b</sup>	Zunahme
<b>Timed „Up and Go“- Test</b>	0,028	-2,197 <sup>c</sup>	Abnahme

## 4 Diskussion

### 4.1 Einordnung der Ergebnisse

Die Bedeutung von biomechanischen Parametern und deren Auswirkung auf die postoperative Mobilität und Patientenzufriedenheit gehört zu den vieldiskutierten Themen in der Optimierung der endoprothetischen Hüftversorgung. Neben der Beinlängendifferenz liegt der Fokus dabei insbesondere auf der Rekonstruktion des Femoralen Offset und dessen Einfluss auf die Genesung und Alltagsfähigkeit des Patienten. In dieser Studie wurde eine von Lechler et al. entwickelte Methode zur Vermessung des rotationskorrigierten Femoralen Offset angewandt. Ferner wurde anhand der postoperativen Röntgenbilder die Beinlängendifferenz vermessen. Anschließend konnten diese beiden biomechanischen Parameter mit den auserwählten Parametern aus der Ganganalyse sowie den Testergebnissen der *scores* in Verbindung gesetzt werden. Im Rahmen dieser Studie konnten bei insgesamt 66 Patienten Ganganalysen durchgeführt werden. Bei 17 Patienten konnten neben Messungen im stationären Rahmen auch Langzeitmessungen zu den späteren Zeitpunkten nach 6 Wochen, 12 Wochen bzw. 6 Monaten postoperativ durchgeführt werden, sodass auch die Beurteilung der postoperativen Funktionalität aus Sicht einer Langzeitperspektive möglich war.

Im Rahmen dieser Arbeit ergaben sich bei der stationär vermessenen Patientengruppe keine signifikanten Korrelationen zwischen dem vermessenen FORC und den Parametern aus der Ganganalyse. Zwischen dem FORC und den Ergebnissen von Barthel-Index bzw. Parker Mobility Score zeigten sich ebenfalls keine relevanten Korrelationen. Bei der zweiten Patientenkohorte, bei denen auch Messungen zu den späteren Zeitpunkten stattfanden, ergaben sich hingegen einige signifikante Korrelationen. Hierbei dominierten insbesondere die Parameter „Ganggeschwindigkeit nach 6 Monaten“, „Averaged Loading Rate der operierten Extremität“, „Loading Rate nach 12 Wochen und 6 Monaten“ sowie „Averaged Contact Time stationär beider Extremitäten“. Diese positiven Korrelationen können mit einer Verbesserung von Mobilität und Funktionalität vereinbart werden. Negative Korrelationen ergaben sich ausschließlich bei den beiden Parametern „Averaged Contact Time der nicht operierten Extremität nach 12 Wochen“ sowie „Averaged Loading Rate der operierten Extremität“. Bezüglich des Parameters „Averaged Contact Time der nicht operierten Extremität“ konnte im stationären Rahmen eine positive Korrelation, beim Wert nach 12 Wochen jedoch eine negative Korrelation beobachtet werden. Einerseits kann eine Zunahme der „Averaged Contact Time“ mit einer längeren und

stärkeren Belastung des Fußes gleichgesetzt werden. Auf der anderen Seite spricht eine Abnahme für ein schnelleres und sicheres Gangbild. Dementsprechend kann sowohl eine positive als auch negative Korrelation mit einer Zunahme der Mobilität vereinbart werden. Bei der „Averaged Loading Rate“ konnte hingegen eine negative Korrelation zum stationären Wert nachgewiesen werden. Zum Wert nach sechs Wochen ist eine positive Korrelation nachweisbar, die mit einer besseren Belastungsmöglichkeit erklärt werden könnte. Außerdem ergab sich ein relevanter Zusammenhang zwischen dem stationär eruierten Barthel-Index und dem FORC. Betrachtet man die Parameter aus der Ganganalyse bzw. den *scores* in ihrer zeitlichen Entwicklung, so ergeben sich hierbei einige relevante Zusammenhänge. Insbesondere bei der Entgegensetzung der stationär gemessenen Parameter mit den Parametern nach 6 Monaten postoperativ konnten größtenteils positive Korrelationen, die mit einer Verbesserung der Mobilität vereinbart werden können, nachgewiesen werden. Eine Abnahme ergab sich lediglich bei den Parametern „Averaged Contact Time“ der operierten/nicht operierten Extremität und dem Timed „Up and Go Test“. In diesem Fall ist die Abnahme der entsprechenden Parameter jedoch mit einem effektiveren und besser koordinierten Gangbild vereinbar. Beim Harris Hip Score konnte bei den Wilcoxon-Testungen jeweils eine Zunahme, beim Timed „Up and Go Test“ jeweils eine Abnahme nachgewiesen werden. Auch dies ist mit einer Verbesserung der Funktionalität im postoperativen Verlauf bzw. mit einer daraus resultierenden gesteigerten Ganggeschwindigkeit vereinbar.

Signifikante Zusammenhänge zwischen der vermessenen Beinlängendifferenz und den Parametern aus der Ganganalyse bzw. den *scores* konnten in keiner der beiden Patientengruppen nachgewiesen werden. In einer ergänzenden Subgruppenanalyse, bei der zunächst die erste, stationär vermessene Patientengruppe anhand einer BLD von 5 mm in zwei Untergruppen unterteilt wurde, ergaben sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen jenen Untergruppen. Beim „Follow-up“ Patientenkollektiv hingegen ergaben sich im Rahmen der Subgruppenanalyse signifikante Unterschiede bei einigen wenigen Parametern („Peak Force der operierten Extremität“, „Averaged Peak Force der operierten Extremität“, „Averaged Loading Rate der operierten Extremität“ sowie „Loading Rate“), die im Rahmen der ersten, stationären Messung erfolgten. Hierbei konnten signifikant höhere Werte bei jenen Patienten mit einer BLD < 5 mm nachgewiesen werden. Aufgrund der kleinen Fallzahl sind diese Ergebnisse jedoch nur mit Vorsicht zu interpretieren.

## 4.2 In der Vergangenheit erhobene Studienergebnisse

Es ist nicht überraschend, dass die adäquate Rekonstruktion der biomechanischen Parameter einen bedeutenden Stellenwert in der Hüftendoprothetik einnimmt. Beinlängendifferenzen können nicht nur zu Schmerzen und Hüftinstabilität führen, sondern auch in Ischalgien und Bewegungseinschränkungen resultieren [25-26]. Vogt et al. konnten ein statistisch signifikant erhöhtes Risiko für die Ausbildung progredienter Kniegelenksarthrosen bei vorliegender BLD nachweisen [62]. Ferner ist eine BLD mit Rückenschmerzen und einem erhöhten Coxarthrose-Risiko vergesellschaftet [62]. Von entscheidender Bedeutung erscheint hier jedoch das Ausmaß der Differenz. O'Brien et al. konnten darlegen, dass Beinlängendifferenzen von bis zu 10 mm i.d.R. häufig noch gut toleriert werden und ohne signifikante Einschränkungen verbleiben [27]. Heaver et al. berichteten, dass Differenzen bis zu 5 mm sogar häufig gar nicht bemerkt würden [28]. Betrachtet man wiederum die Studienlage hinsichtlich der Rekonstruktion des femoralen Offsets, so gibt es widersprüchliche Meinungen. Einige Autoren konnten bereits nachweisen, dass eine inadäquate Rekonstruktion des FO mit einem erhöhten Risiko für postoperative Dislokationen [31], Asymmetrien oder auch einer verringerten Schwunggeschwindigkeit der operierten Seite einhergeht [32]. Eine fehlerhafte Wiederherstellung wird außerdem als eine mögliche Ursache für ein hinkendes Gangbild [32] oder eine resultierende Beinlängendifferenz [33] angegeben. Eine Vergrößerung des FO wiederum wird mit einer Verlängerung des Hebelarmes der Abduktoren gleichgesetzt und soll in einer Kraftzunahme resultieren [30]. Asayama et al. konnten nachweisen, dass eine Verringerung des FO um 15% mit einer Schwächung der Abduktorenmuskulatur einhergeht [34]. Sariali et al. haben dies ergänzt, indem sie bei verminderter FO ein erhöhtes Risiko für Asymmetrien, eine Verringerung der Schwunggeschwindigkeit der operierten Seite sowie eine Abnahme der Bewegungsamplitude des Kniegelenks darlegen konnten [32]. Weiterhin gilt als mehrfach bewiesen, dass ein vergrößerter FO das Risiko ein femoroacetabuläres Impingementsyndrom zu entwickeln, verringert bzw. zumindest verzögert [35-36]. Nicht zu vernachlässigen ist auch die Tatsache, dass ein größerer FO mit einem verringertem Materialverschleiß vergesellschaftet zu sein scheint [37]. Polyethylenverschleiß im Rahmen von totalendoprothetischer Versorgung gilt als Risikofaktor für Osteolysen und Prothesenlockerung [37]. Es droht eine frühzeitig erforderliche Revision [37].

Nichtsdestotrotz gilt es an dieser Stelle auch einige Studien zu nennen, welche die Bedeutung der FO-Rekonstruktion anzweifeln bzw. einzelne der oben genannten Argumente entkräften. Cassidy et al. konnten bspw. keine Schmerzreduktion oder Funktionszunahme bei

vergrößertem FO feststellen, jedoch konnten sie eine verminderte Funktionalität bei verringertem FO bestätigen [63]. Andere Autoren berichten wiederum, dass eine Zunahme des FO sogar mit einem Trochanter-major-Schmerzsyndrom einhergehen kann [38-39]. Diese Vermutung würde auch mit der Annahme von Liebs und Kollegen übereinstimmen, welche berichten, dass ein längerer Hebelarm in Folge eines vergrößerten FO sowohl die Spannung innerhalb der Abduktorenmuskulatur als auch des Tractus iliotibialis erhöhen würde und damit verstärkt zu Schmerzen führe [40].

Gleichzeitig gilt aber auch, dass die Rekonstruktion des FO im Rahmen einer hemiendoprothetischen Versorgung in der Vergangenheit weniger erforscht wurde, als die Bedeutung und Auswirkung im Rahmen der Totalendoprothetik. Während Hartel et al. keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der Länge des FO und dem funktionellen Outcome nachweisen konnten [41], berichtete Buecking in seiner 2015 publizierte Arbeit über ein weniger zufriedenstellendes Outcome bei inadäquater Rekonstruktion bei hemiendoprothetisch versorgten Patienten [42]. Buecking et al. untersuchten im Rahmen einer prospektiven Studie den Einfluss des rekonstruierten Femoralen Offsets auf die Mobilität 12 Monate nach Implantation einer Hemiendoprothese bei Oberschenkelhalsfrakturen [42]. Die Autoren befassten sich hierbei mit einer Thematik, die bei vorangegangenen Studien mit ähnlicher Fragestellung wiederholt kritisiert worden war. Es wurde zunehmend darauf verwiesen, dass neben der femoralen Anteversion insbesondere die Hüftrotation und deren Auswirkung auf den Femoralen Offset nicht beachtet wurde. Ein standardisiertes, validiertes Verfahren zur Korrektur der Hüftrotation wurde erst von Lechler und seinen Kollegen entwickelt, bis dahin wurde der projizierte FO fälschlicherweise mit dem tatsächlichen FO gleichgesetzt [43]. Lechler et al. entwickelten ein mathematisches Verfahren, bei dem die Hüftrotation korrigiert und der tatsächliche FO ermittelt werden [43]. Dies ermöglichte einen völlig neuen Ansatzpunkt zur Erforschung der Bedeutung der adäquaten Rekonstruktion des Femoralen Offsets.

Buecking et al. wandten das von Lechler entwickelte Verfahren an und konnten eindeutige Diskrepanzen zwischen dem projizierten FO und dem rotationskorrigierten FO nachweisen, die bei Missachtung der Rotationskorrektur zu einer deutlichen Unterschätzung des tatsächlichen Hebelarmes führen würden. Signifikante Korrelation ergaben sich bei Buecking und seinen Kollegen zwischen dem FORC und dem Harris Hip Score sowie dem IADL (instrumental activities of daily living). Relevante Zusammenhänge zwischen dem FORC und dem Timed „Up and Go“-Test konnten nicht nachgewiesen werden. Jedoch beschränkten sich die Autoren ausschließlich auf Resultate, die planmäßig nach 12 Monaten postoperativ eruiert wurden. Ferner wurden nur Patienten mit H-TEP eingeschlossen, die postoperative Funktionalität wurde mittels *scores*

erhoben [42].

Im Vergleich hierzu entschieden sich Sariali et al. für die Erhebung der biomechanischen Parameter mittels einer 3D-Bildgebung der prä- und postoperativen Hüfte. Zur Beurteilung der Funktionalität wurde der Gang von 28 totalendoprothetisch versorgten Patienten mithilfe von kinematischen Sensoren und einem dazugehörigen, an der Taille befestigten Rekorder beurteilt. Damit konnten signifikante Asymmetrien zwischen der operierten und der nicht-operierten Extremität bei jener Patientengruppe mit nicht ausreichend rekonstruiertem Femoralen Offset nachgewiesen werden. Ferner ergaben sich bei derselben Gruppe eine verminderte Schwingungsfähigkeit des betroffenen Beines sowie ein reduzierter Bewegungsumfang des dazugehörigen Kniegelenks. Bei jenen Patienten, mit gleichwertigem bzw. vergrößertem postoperativen FO, zeigten sich keine signifikanten Abweichungen. [32]

### **4.3 Stärken und Schwächen dieser Studie**

In dieser Arbeit wurde das von Lechler et al. entwickelte Verfahren durchgehend angewandt, sodass bei allen Patienten ein rotationskorrigierter Femoraler Offset ermittelt werden konnte. Die Hüftrotation, die in der Vergangenheit als Störfaktor und möglicher Verfälscher der Ergebnisse identifiziert wurde, konnte damit eliminiert werden. Dieses Vorgehen gehört zu den größten Stärken dieser Studie. Die Anwendung der Rotationskorrektur beim FO wurde bisher nur vereinzelt angewandt und untersucht, sodass die Bedeutung und Auswirkung des mathematisch ermittelten FORC noch als neu und weitestgehend unbekannt gilt. Hinzu kommt, dass in dieser Studie sowohl hemi- als auch totalendoprothetisch versorgte Patienten miteinbezogen werden konnten. In der Vergangenheit haben sich die meisten Studien, die Zusammenhänge zwischen Femoralem Offset und postoperativer Funktionalität untersuchten, primär auf Totalendoprothesen beschränkt (vgl. 4.2) [32][34][37]. Duoköpfe wurden deutlich seltener auf diesen Aspekt untersucht. Die 2015 publizierte Studie von Buecking et al. befasste sich schließlich mit dem Einfluss des rekonstruierten Femoralen Offsets auf die Mobilität 12 Monate nach Implantation eines Duokopfes bei Oberschenkelhalsfrakturen [42]. Neben dem Nachweis von signifikanten Korrelationen zwischen FORC und HHS bzw. IADL betonten die Autoren die bis dahin nur unzureichend erfolgte Erforschung der Bedeutung von biomechanischen Parametern bei hemiendoprothetisch versorgten Patienten.

In diese Studie wurden insgesamt 66 endoprothetisch versorgte Patienten mit Oberschenkelhalsfraktur miteinbezogen. Im Rahmen der operativen Versorgung wurden sowohl Hemi- als auch Totalendoprothesen verwendet, sodass die Bedeutung biomechanischer Parameter anhand beider Prothesenmodelle untersucht werden konnte. Viele vorangegangene Studien mit ähnlicher Fragestellung basierten primär auf der Verwendung von Fragebögen und *scores*. Auch von uns wurden die in der Endoprothetik gängigsten *scores* miteinbezogen. Um ein möglichst breites Spektrum an Informationen zu postoperativer Beweglichkeit, Schmerzempfinden, sowie Alltagsfähigkeit zu sammeln, wurden einerseits solche *scores* abgefragt, die das alltägliche Aktivitätsniveau zu spiegeln vermögen, wie bspw. der Barthel-Index oder der Parker Mobility Score. Auf der anderen Seite wurden jedoch auch gezielt hüftspezifische Parameter mittels Harris Hip Score abgefragt. Nichtsdestotrotz basiert die Besonderheit dieser Studie auf einer erstmals für eine solche Fragestellung angewandten Ganganalyse mittels Einlegesohlen, die bei all unseren Patienten durchgeführt werden konnte. Mithilfe der drucksensitiven Einlegesohlen von loadsol<sup>®</sup>- und der dazugehörigen App konnte eine zeitgleiche Erfassung von aussagekräftigen Parametern wie Geschwindigkeit, Peak Force oder auch Loading Rate ermöglicht werden. Damit wird eine völlig neue Perspektive auf die Untersuchung der postoperativen Mobilität eröffnet. Zu betonen sind hier auch das angenehme Sohlenmaterial, die verschieden farblich markierten Größen sowie die im klinischen Alltag insgesamt leichte Handhabung, welche auch von unseren Patienten als sehr unkompliziert und praktikabel angesehen wurden.

Als einflussreichste Limitation dieser Studie gilt es die schwierige Rekrutierung des Patientenkollektivs zu nennen. Die 1-Jahres-Mortalität nach einer Oberschenkelhalsfraktur beträgt etwa 30% [1]. Jeder zehnte Patient verstirbt sogar bereits während des Krankenhausaufenthaltes [1]. Einige Patienten wiederum bleiben nach einer solchen Fraktur dauerhaft eingeschränkt in ihrer Mobilität, andere werden sogar gänzlich rollstuhlpflichtig oder bleiben langfristig ans Krankenbett gebunden. Ferner leiden Patienten der betagten Altersgruppe häufig an internistischen oder neurologischen Komorbiditäten, sodass nicht alle der vor Ort mittels Endoprothese versorgten Patienten in die Studie miteinbezogen werden konnten. Nicht selten war die Mobilität von Patienten schon vor dem Frakturereignis dauerhaft eingeschränkt, sodass keine zum Einschluss in die Studie erforderliche Rehabilitationsfähigkeit bestand. Einen weiteren häufigen Ausschlussgrund bildeten progrediente dementielle Erkrankungen, die eine aktive Teilnahme an den Untersuchungen unmöglich machten. Die meisten Schwierigkeiten ergaben sich jedoch bei der Einhaltung der ambulanten Folgetermine. Obwohl diese häufig mit den regulären, geplanten postoperativen Nachsorgeterminen kombiniert wurden, nahm ein großer Teil des ursprünglich eingeplanten Patientenkollektivs nicht teil. 3 Patienten verstarben während der

ersten 6 Wochen, einige weitere befanden sich zu den entsprechenden Messzeitpunkten in anderen klinischen Einrichtungen zur Behandlung von vorwiegend internistischen Komorbiditäten. Leider konnte nicht mit allen Patienten der Kontakt nach der stationären Entlassung aufrechterhalten werden. Einige Patienten erschienen unangekündigt nicht mehr zu den Nachsorgeterminen, und waren ebenso telefonisch nicht mehr erreichbar. Die genauen Gründe sind unbekannt. Es kann jedoch nicht gänzlich ausgeschlossen werden, dass sich einige dieser Patienten in anderweitiger stationärer Behandlung befanden oder ggf. an Komorbiditäten verstorben sind. Einige weitere Patienten wiederum gaben logistische Probleme für ihr Nichterscheinen an. In dieser betagten Altersgruppe sind Patienten häufig auf die Begleitung bzw. den Transport durch Angehörige oder auch Nachbarn angewiesen. Da diese jedoch häufig noch erwerbsfähig sind, erwies sich die entsprechende Terminkoordination nicht selten als problematisch. Diesen Patienten wurden Hausbesuche angeboten, jedoch wurde diese Möglichkeit leider nur sehr selten angenommen. Eine ähnliche Problematik bestand bei Patienten, die sich nach dem stationären Aufenthalt in Kurzzeitpflege oder sogar dauerhaft im Seniorenzentrum befanden.

#### **4.4 Ausbruch und Einfluss des Covid-19 Virus**

Ein weiterer Punkt, der in dieser Arbeit nicht unerwähnt bleiben darf, da er bedeutende Auswirkungen auf die Studienergebnisse und die gesamte weltweite medizinische Forschung hatte, ist der Ausbruch einer weltweiten Pandemie. Ende Januar des Jahres 2020 wurde die erste deutschlandweite Infektion mit dem neuartigen SARS-CoV-2 bei einem Mitarbeiter des Automobilzulieferers Webasto in der oberbayrischen Gemeinde Gauting bei München bekannt. 17 weitere Mitarbeiter wurden in den folgenden Tagen positiv auf das Virus getestet, ihre Familien und Angehörigen in Quarantäne geschickt. Zuvor war das Virus lediglich aus Medienberichten aus der chinesischen Metropole Wuhan bekannt. Die noch unbekannt Ätiologie des Virus führte zu einer zunehmenden Verunsicherung und Angst bei der Bevölkerung, insbesondere bei der betagten Bevölkerungsgruppe in Bayern. Bis zum Ausbruch einer weltweiten Pandemie im März 2020, die schon nach wenigen Wochen zu einem erstmaligen Lockdown in Deutschland führte, sollte zwar noch etwas Zeit vergehen, jedoch war die zunehmende Sorge bei unserer Patientengruppe deutlich zu spüren. Die Bereitschaft zur Teilnahme an den Nachuntersuchungen sank kontinuierlich. Besuche und Visiten in Seniorenzentren wurden bei nicht akut bestehendem Interventionsbedarf gänzlich unterbunden. Diese Umstände betrafen jedoch die gesamte medizinische Forschung sowohl auf nationaler als auch internationaler Ebene.

## 4.5 Schlussfolgerung und Ausblick

In dieser Studie sollte der Einfluss von rekonstruierten biomechanischen Parametern auf das postoperative funktionelle Outcome analysiert werden. Hinsichtlich der ersten Patientengruppe ergaben sich keine signifikanten Korrelationen zwischen den Parametern aus der Ganganalyse bzw. den *scores* und dem berechneten FORC. Auch bei der Beinlängendifferenz ergaben sich keine statistisch signifikanten Zusammenhänge. Hinsichtlich des „Follow-up“ Patientenkollektivs konnten einige signifikante Korrelationen dargelegt werden. Dominierend erschienen hier die Parameter „Ganggeschwindigkeit nach 6 Monaten“, „Averaged Loading Rate der operierten Extremität“, „Loading Rate nach 12 Wochen und 6 Monaten“ sowie „Averaged Contact Time stationär“ beider Extremitäten. Aus den *scores* korrelierte lediglich der stationär eruierte Barthel-Index positiv mit dem FORC. Bezüglich der Beinlängendifferenz ergaben sich auch bei der zweiten Patientenkohorte keine signifikanten Korrelationen. Betrachtet man jedoch bereits publizierte Studien, wie jene von O'Brien et al., so könnten die hier errungenen Ergebnisse die von O'Brien formulierte Theorie, dass Beinlängendifferenzen bis 10 mm in der Regel gut toleriert werden und keine signifikanten Einschränkungen verursachen, untermauern [27]. In dieser Arbeit liegt die durchschnittliche Beinlängendifferenz der ersten Patientengruppe bei 6,34 mm. Bei der zweiten Kohorte beläuft sich der durchschnittliche Wert auf 4,23 mm und liegt damit noch unter der von Heaver et al. als wahrnehmbar festgelegten Grenze [28].

Signifikante Korrelationen hinsichtlich des FORC ergaben sich ausschließlich bei der zweiten Patientenkohorte, trotz der relativ gesehen kleineren Patientenanzahl. Folglich wäre ein empfehlenswerter Ansatz, den Fokus von nachfolgenden Studien mit ähnlicher Fragestellung auf die zeitliche Entwicklung zu legen und sich hauptsächlich auf Nachuntersuchungen zu späteren, festgelegten Zeitpunkten zu konzentrieren. Wie bereits zuvor beschrieben, wird die Durchführung eines solchen Studienkonzeptes jedoch aufgrund des fortgeschrittenen Alters, hoher Sterblichkeitsraten und einer Vielzahl an Komorbiditäten bei der geriatrischen Altersgruppe ungewöhnlich erschwert. Zum Erwerb von größeren, aussagekräftigen Patientenkohorten sollte das Konzept der Patientenrekrutierung überdacht werden. Eine Kooperation zwischen Kliniken auf nationaler Ebene könnte bspw. die Rekrutierung vereinfachen und zu einer erheblichen Bereicherung der Datenlage führen.

Zusammenfassend ist jedoch trotz all der Limitationen und Umstände die weitere Forschung im Bereich der Hüftendoprothetik als essenziell und unverzichtbar einzustufen. Insbesondere im Hinblick auf den demographischen Wandel und dem wachsenden Anspruch an

postoperative Funktionalität und Lebensqualität seitens der Patienten, ist die weitere Forschung unentbehrlich und sollte daher kontinuierlich verbessert werden.

### III. Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
a. p.	anterior-posterior
Art.	Articulatio
Avg. PFOP	Averaged Peak Force der operierten Extremität
Avg. PFNOP	Averaged Peak Force der nicht operierten Extremität
Avg. CTOP	Averaged Contact Time der operierten Extremität
Avg. CTNOP	Averaged Contact Time der nicht operierten Extremität
Avg. LROP	Averaged Loading Rate der operierten Extremität
Avg. LRNOP	Averaged Loading Rate der nicht operierten Extremität
BI	Barthel Index
BLD	Beinlängendifferenz
BMI	Body-Mass-Index
bspw.	beispielsweise
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
evtl.	eventuell
FO	Femoraler Offset
FORC	rotationskorrigierter Femoraler Offset
HHS	Harris Hip Score
H-TEP	Hüfttotalendoprothese
IADL	instrumental activities of daily living
i.d.R.	in der Regel
i.H.v.	in Höhe von
Lig.	Ligamentum
max.	maximal
mm	Millimeter
ms	Millisekunden
m/s	Meter pro Sekunde
N	Newton
OP	Operation
PeakForceOP	Peak Force der operierten Extremität
PeakForceNOP	Peak Force der nicht operierten Extremität
PMS	Parker Mobility Score
Pkt.	Punkte
präOP (Tabelle, Graphik)	präoperativ
postOP (Tabelle, Graphik)	postoperativ
SD	Standardabweichung
SHF	Schenkelhalsfraktur
s.	siehe
TUG	Timed "Up an Go"-Test
u.a.	unter anderem
vgl.	vergleiche
v.a.	vor allem
vs.	versus
z.B.	zum Beispiel

## IV. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Bandapparat eines rechten Hüftgelenks von vorne (links) und von hinten (rechts).

Schünke, Michael et al.: 2014 PROMETHEUS Lernetlas der Anatomie: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. S. 430. DOI: 10.1055/b-0036-131129 [8]

Abb. 2: Klassifikation der medialen Schenkelhalsfrakturen nach Garden. Ruchholtz S, Wirtz D, Hrsg. Orthopädie und Unfallchirurgie essentials. 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart: Thieme; 2019. doi:10.1055/b-006-160191 [59]

Abb. 3: Klassifikation der medialen Schenkelhalsfrakturen nach Pauwels. Ruchholtz S, Wirtz D, Hrsg. Orthopädie und Unfallchirurgie essentials. 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart: Thieme; 2019. doi:10.1055/b-006-160191 [59]

Abb. 4: AO-Klassifikation Schenkelhalsfrakturen: Referenz-Reihe Radiologische Diagnostik, hrsg. von U. Mödder: Frakturen und Luxationen, hrsg. Von W. Steinbrich, P. Regazzoni. Thieme, Stuttgart 1999 [60]

Abb. 5: Beispiel einer Messung der Beinlängendifferenz mittels RadiAnt DICOM Viewer Version 5.5.1. [Eigene Darstellung]

Abb. 6: Beispiel einer Messung von Femoralem Offset und projiziertem Gammawinkel  $\gamma_P$  mittels RadiAnt DICOM Viewer Version 5.5.1. [Eigene Darstellung]

Abb. 7: Drucksensitive Einlegesohlen der Firma loadsol<sup>®</sup>. Loadsol version 1.4.72- novel gmbh December 2017. [www.novel.de](http://www.novel.de) [44]

Abb. 8: Beispiel einer Messung mittels loadsol<sup>®</sup>-App. Loadsol version 1.4.72- novel gmbh December 2017. [www.novel.de](http://www.novel.de) [44]

Abb. 9: Verlaufsdarstellung des „Follow-up“ Patientenkollektivs [Eigene Darstellung]

Abb.10: Ganggeschwindigkeit (in m/s) in Abhängigkeit der Größe des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

Abb. 11: Die durchschnittliche „Peak Force (in N) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Größe des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

Abb. 12: Die durchschnittliche „Peak Force (in N) der nicht operierten Extremität“ in Abhängigkeit des FORC (in mm) [Eigene Darstellung]

Abb. 13: Der Mittelwert der „Averaged Loading Rate (in N/s) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Größe des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

Abb. 14: Entwicklung der Durchschnittswerte der „Averaged Contact Time (in ms) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Größe des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

Abb. 15: Entwicklung der Durchschnittswerte der Ergebnisse vom Barthel-Index in Abhängigkeit des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

Abb. 16: Entwicklung der Mittelwerte der Ergebnisse des Harris Hip Scores in Abhängigkeit der Größe des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

Abb. 17: Entwicklung der Mittelwerte der Ergebnisse vom Timed „Up and Go“- Test in Abhängigkeit der Größe des FORC (in mm) im zeitlichen Verlauf [Eigene Darstellung]

Abb. 18: Entwicklung der Mittelwerte der „Peak Force (in N) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

Abb. 19: Entwicklung der Mittelwerte der „Peak Force (in N) der nicht operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

Abb. 20: Entwicklung der Ganggeschwindigkeit (in m/s) in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

Abb. 21: Entwicklung der Mittelwerte der „Averaged Contact Time (in ms) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

Abb. 22: Entwicklung der Mittelwerte der „Averaged Loading Rate (in N/s) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

Abb. 23: Entwicklung der Mittelwerte der „Averaged Contact Time (in ms) der operierten Extremität“ in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

Abb. 24: Mittelwert des Barthel-Index in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz (in mm) [Eigene Darstellung]

## V. Tabellenverzeichnis

**Tabelle 1:** Deskriptive Statistik des ersten Patientenkollektivs- Allgemeine Daten [Eigene Darstellung]

**Tabelle 2:** Deskriptive Statistik- Übersicht der Parameter aus Ganganalyse und funktionellen Scores [Eigene Darstellung]

**Tabelle 3:** Signifikante Korrelationen der stetigen Variablen [Eigene Darstellung]

**Tabelle 4:** Darstellung der p-Werte im Rahmen der Subgruppenanalyse [Eigene Darstellung]

**Tabelle 5:** Deskriptive Statistik des zweiten Patientenkollektivs- Allgemeine Daten [Eigene Darstellung]

**Tabelle 6:** Die Durchschnittswerte der Parameter der Ganganalyse und der funktionellen Scores [Eigene Darstellung]

**Tabelle 7:** Ergebnisse der Korrelationen von FORC und Beinlängendifferenz [Eigene Darstellung]

**Tabelle 8:** Signifikante Korrelationen der Parameter der Messzeitpunkte stationär vs. 6 Monate [Eigene Darstellung]

**Tabelle 9:** Signifikante Korrelationen der Parameter der Messzeitpunkte 6 Wochen vs. 12 Wochen [Eigene Darstellung]

**Tabelle 10:** Signifikante Korrelationen der Parameter der Messzeitpunkte 6 Wochen vs. 6 Monate [Eigene Darstellung]

## VI. Literaturverzeichnis

- [1] T. Fehmer, L. Özokyay, T.M. Frangen, G. Muhr, T. Kälicke: Versorgung medialer Schenkelhalsfrakturen im Alter. Trauma Berufskrank. 2010. 12:38-42.
- [2] Osterkamp, R. (2005): Bevölkerungsentwicklung in Deutschland bis 2050. Demografische und ökonomische Konsequenzen für die Alterschirurgie. Chirurg 76:10–18.
- [3] Stöckle U., Lucke M., Haas N P.: Der Oberschenkelhalsbruch. 2005. Arztebl 2005; 102: A 3426–3434 [Heft 49].
- [4] D STATIS. Statistisches Bundesamt. [https://www.destatis.de/DE/Ueber-uns/\\_inhalt.html](https://www.destatis.de/DE/Ueber-uns/_inhalt.html).
- [5] Andress H. J., Grubwinkler M., Forkl H., Schinkel C., Lob G.: Change of daily life activity after femoral hip fracture in elderly patients. Zentralbl Chir 2005; 130: 142–7. 22.
- [6] Tidermark J., Zethraeus N., Svensson O. et al: Quality of life related to fracture displacement among elderly patients with femoral neck fractures treated with internal fixation. J Orthop Trauma 2002; 16: 34–8. 23.
- [7] Pfeifer M., Wittenberg R., Würtz R., Minne H. W.: Schenkelhalsfrakturen in Deutschland. Dtsch Arztebl. 2001; 98: 1751–7 [Heft 26]. 3.
- [8] Schünke M., Schulte E., Schumacher U., Voll M., Wesker K.: Prometheus. Lernatlas der Anatomie: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 2005, 2011, Georg Thieme Verlag. S. 426-437.
- [9] Aumüller G., Aust G., Doll A. et al.: Duale Reihe Anatomie. 2. Auflage. 2007, 2010 Georg Thieme Verlag. S. 302-307.
- [10] Schrading S., Schulze A.: Präoperative bildgebende Diagnostik und Planung. Orthopäde 2016. 45:644–652.
- [11] Geissmann D., Babst R.: Die Schenkelhalsfraktur (SHF) beim Erwachsenen. Konservative und kopferhaltende Therapie. OP-JOURNAL 2002. 17: 106–112.
- [12] Gierer P., Mittlmeier T.: Schenkelhalsfraktur (2015). Unfallchirurg 2015 · 118:259–270 DOI 10.1007/s00113-014-2729-6.

- [13] S2e-Leitlinie012/001: Schenkelhalsfraktur des Erwachsenen aktuellerStand:10/2015.
- [14] Garden RS. (1964). Stability and union in subcapital fractures of the femur. *J Bone Joint Surg*, 46 B,(4): 630-647.
- [15] Pauwels F. (1935). *Der Schenkelhalsbruch ein mechanisches Problem*. Stuttgart: Ferdinand Enke.
- [16] Müller M.E., Nazarian S., Koch P. & Schatzker J. (1990). *The comprehensive classification of fractures of long bones*. Heidelberg, New York: Springer Verlag.
- [17] Gurusamy K., Parker M.J., Rowlands T.K.: The complications of displaced intracapsular fractures of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2005; 87: 632–4.
- [18] Malchau H., Wang YX., Kärrholm J. & Herberts P. (1997). Scandinavian multicenter porouscoated anatomic total hip arthroplasty study. *Journal of Arthroplasty*, 12, (2): 133-148.
- [19] Hungerer S., Glowalla C., Berninger M., Stuby F.: Duokopf- versus Totalendoprothese zur Versorgung von Schenkelhalsfrakturen. *Trauma Berufskrank*. 2019. 21:31-38.
- [20] Cornell C.N., Levine D., O'Doherty J. & Lyden J. (1998). Unipolar versus bipolar hemiarthroplasty for the treatment of femoral neck fractures in the elderly. *Clin Orthop*, 34: 867-71.
- [21] Ravikumar K.J. & Marsh G. (2000). Internal fixation versus hemiarthroplasty versus total hip arthroplasty for displaced subcapital fractures of femur-13 year results of a prospective randomised study. *Injury*, 31, (10): 793-797.
- [22] Squires B. & Bannister G. (1999). Displaced intracapsular neck of femur fractures in mobile independent patients: Total hip replacement or hemiarthroplasty? *Injury*, 30, (5): 345-348.
- [23] Bonnaire F.A., Weber A.T. (2002) The influence of haemarthrosis on the development of femoral headnecrosis following intracapsular femoral neck fractures. *Injury* 33:S-C33–S-C4.
- [24] Upadhyay A., York S., Macaulay W., McGroary B., Robbennolt J., Bal S. Medical malpractise in hip and knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2007;22(6 Suppl 2):3-7.
- [25] Murphy S.B., Ecker T.M. Evaluation of a new leg length measurement algorithm in hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;463:85-9.

- [26] Bose W.J. Accurate limb-length equalization during total hiparthroplasty. *Orthopedics*. 2000;23:433-6.
- [27] O'Brien S., Kernohan G., Fitzpatrick C., Hill J., Beverland D.: Perception of imposed leg length inequality in normal subjects. *Hip Int*. 2010;20(4):505-11.
- [28] Heaver C., St Mart J.-P., Nightingale P., Sinha A., Davis E.T. : Measuring limb length discrepancy using pelvic radiographs: the most reproducible method. *Hip Int* 2013; 23 (4) : 391-394 1,4.
- [29] Merle C., Waldstein W., Pegg E., Streit M.R., Gotterbarm T., Aldinger P.R., et al. Femoral offset is underestimated on anteroposterior radiographs of the pelvis but accurately assessed on anteroposterior radiographs of the hip. *J Bone Joint Surg (Br)* 2012; 94 (4): 477–82.
- [30] Lecerf G., Fessy M.H., Philippot R., Massin P., Giraud F., Flecher X., Girard J., Mertl P., Marchetti E., Stindel E. (2009). Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2009 May;95(3):210-9. doi: 10.1016/j.otsr.2009.03.010. Epub 2009 May 6.
- [31] Matsushita A., Nakashima Y., Jingushi S., Yamamoto T., Kuraoka Aiwamoto Y. (2009). Effects of the femoral offset and the head size on the safe range of motion in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 24: 646–651
- [32] Sariali E., Klouche S., Mouttet A., Pascal-Moussellard H. (2014). The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty. *Acta Orthop* 85:123–127.
- [33] Maloney W.J., Keeney J.A. (2004) Leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 19:108–110.
- [34] Asayama I., Chamnongkich S., Simpson K. et al. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005; 20: 414-20.
- [35] Eijer H., Myers S.R., Ganz R. Anterior femoroacetabular impingement after femoral neck fractures. *J Orthop Trauma* 2001; 15 (7): 475–81.
- [36] Matsushita A., Nakashima Y., Jingushi S., Yamamoto T., Kuraoka A., Iwamoto Y. (2009). Effects of the femoral offset and the head size on the safe range of motion in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2009 Jun;24(4):646-51. doi: 10.1016/j.arth.2008.02.008. Epub 2008 Mar 18.

- [37] Sakalkale D.P., Sharkey P.F., Eng K., Hozack W.J., Rothman R. Effect of Femoral Component Offset on Polyethylene Wear in Total Hip Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001; 388:125-134.
- [38] Iorio R., Healy W., Warren P.: Lateral trochanteric pain following primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006; 21: 233.
- [39] Sayed-Noor A., Sjoden G. Greater trochanteric pain after total hip arthroplasty: the incidence, clinical outcome and associated factors. *Hip Int* 2006; 16: 202.
- [40] Liebs T.R., Nasser L., Herzberg W., R  ther W., Hassenpflug J. (2014). The influence of femoral offset on health-related quality of life after total hip replacement. *Bone Joint J* 96-B:36–42.
- [41] Hartel M., Arndt M., Eulenburg C.Z., Petersen J.P., Rueger J.M., Hoffmann M. (2014). Restoration of hip architecture with bipolar hemiarthroplasty in the elderly: does it affect early functional outcome? *Arch Orthop Trauma Surg* 134:31–38.
- [42] Buecking B., Boese C., Bergmeister V., Frink M., Ruchholtz S., Lechler P.: Functional implications of femoral offset following hemiarthroplasty for displaced femoral neck fracture. 2015. *International Orthopaedics (SICOT)*. DOI 10.1007/s00264-015-2828-1.
- [43] Lechler P., Frink M., Gulati A., Murray D., Renkawitz T, Buecking B., Ruchholtz S., Boese C.K.: The influence of hip rotation on femoral offset in plain radiographs. *Acta Orthopaedica* 2014; 85 (4): 389–395.
- [44] loadsol version 1.4.72 – © novel gmbh December 2017 • [www.novel.de](http://www.novel.de).
- [45] Aprato A., Jayasekera N., Villar R.N.: Does the modified Harris hip score reflect patient satisfaction after hip arthroscopy? *American Journal of Sports Medicine*. 2012; 40: 2557.
- [46] Harris W.H.: Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *Journal of Bone and Joint Surgery Am.* 1969; 51: 737.
- [47] Hinman R.S., Dobson F., Takla A.: Which is the most useful patient-reported outcome in femoroacetabular impingement? Test-retest reliability of six questionnaires. *British Journal of Sports Medicine*. 2013 May 18.

- [48] Marchetti P., Binazzi R., Vaccari V., Girolami M., Morici F., Impallomeni C., Commessatti M, Silvello L. Long-term results with cementless Fitek (or Fitmore) cups. *Journal of Arthroplasty*. 2005; 20: 730.
- [49] Parker M. J., Palmer C.R. A new mobility Score for prediciting mortality after hip fracture. *J Bone Joint Surg [Br]* 1993; 75-B :797-8.
- [50] Mahoney, F., & Barthel, D. Functional evaluation: the Barthel index. 1965. *Md Med J*, 14,61-65.
- [51] Podsiadlo D., Richardson S.: The Timed “Up & Go”: A Test of basic functional mobility for frail elderly persons. In: *Journal of Gerontology*. 1990, 45, 192-197.
- [52] Podsiadlo D., Richardson S.: The Timed “Up & Go”: A Test of basic functional mobility for frail elderly persons. In: *Journal of the American Geriatrics Society*. 1991,39 (2), 142-148.
- [53] Burgers P.T., Van Greene A.R., Van den Bekerom M.P. et al (2012): Total hip arthroplasty versus hemiarthroplasty for displaced femoral neck fractures in the healthy elderly: a meta-analysis and systematic review of randomized trials. *Int Orthop* 36:1549–1560.
- [54] Blomfeldt R., Törnkvist H., Eriksson K. et al (2007): A randomised controlled trial comparing bipolar hemiarthroplasty with total hip replacement for displaced intracapsular fractures of the femoral neck in elderly patients. *J Bone Joint Surg Br* 89(2):160–165.
- [55] Becken und Hüfte | OrthoRad (uni-erlangen.de) [www.idr.med.uni-erlangen.de/ortho-rad/rta/becken\\_rta](http://www.idr.med.uni-erlangen.de/ortho-rad/rta/becken_rta).
- [56] Pfeufer D., Christian Kammerlander C., Stadler C., Roth T., Blauth M., Neuerburg C., Böcker W., Zeckey C., Lechleitner M., Gosch M.: Multidisciplinary inpatient rehabilitation improves the long-term functional status of geriatric hip-fracture patients. *European Journal of medical research*. 2020.Aug 10;25(1):31. doi: 10.1186/s40001-020-00433-2.
- [57] Gleich J., Pfeufer D., Zeckey C., Böcker W., Gosch M., Kammerlander C., Neuerburg C.: Orthogeriatric treatment reduces potential inappropriate medication in older trauma patients: a retrospective, dual-center study comparing conventional trauma care and co-managed treatment. *European Journal of medical research*. 2019 Jan 22;24(1):4. doi: 10.1186/s40001-019-0362-0.

- [58] Zeckey C., Kammerlander C.: Whats New in Emergencies Trauma and Shock? Age and Trauma: Geriatric Trauma Patients and Geriatric Trauma Ward Services. *Journal of Emergencies, Trauma and Shock*. Jul-Sep 2017;10(3):89-90. doi: 10.4103/0974-2700.212495.
- [59] Ruchholtz S., Wirtz D: Hrsg. Orthopädie und Unfallchirurgie essentials. 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart: Thieme; 2019. doi:10.1055/b-006-160191.
- [60] Referenz-Reihe Radiologische Diagnostik, hrsg. von U. Mödder: Frakturen und Luxationen, hrsg. Von W. Steinbrich, P. Regazzoni. Thieme, Stuttgart 1999.
- [61] Richtlinie zur Versorgung der hüftgelenknahen Femurfraktur: Gemeinsamer Bundesausschuss (g-ba.de). [www.g-ba.de/beschluesse/4069/](http://www.g-ba.de/beschluesse/4069/).
- [62] Vogt B., Gosheger G., Wirth T., Horn J., Rödl, R.: Beinlängendifferenz-Therapieindikationen und -strategien. *Dtsch. Arztebl Int* 2020; 117: 405-11; DOI: 10.3238/arztebl.2020.04.
- [63] Cassidy K. , Noticewala M., Macaulay, W., Lee, J.H., Geller, J.A.: Effect of femoral offset on pain and function after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2012 Dec;27(10):1863-9. Epub 2012 Jul 17.

## VII. Eidesstattliche Versicherung



### Eidesstattliche Versicherung

Stenzel, Caroline Elisabeth

Name, Vorname

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

#### **Outcomeanalyse von orthogeriatrischen Patienten nach endoprothetischer Versorgung des Hüftgelenks**

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

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

München, 07.02.2024

Ort, Datum

Caroline Elisabeth Stenzel

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

## VIII. Danksagung

Hiermit möchte ich mich ganz herzlich bei allen Personen bedanken, die mich während des Promotionsvorhabens unterstützt und begleitet haben.

An erster Stelle möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Christian Zeckey für die Bereitstellung des Promotionsthemas sowie die inspirierende und wertvolle Unterstützung während der Studiendurchführung und meiner gesamten Zeit als Doktorandin bedanken.

Mein Dank geht auch an Herrn Dr. med. Alexander Keppler, welcher mich ebenfalls in meinem Promotionsvorhaben zuverlässig und unterstützend begleitet und betreut hat.

Außerdem danke ich der gesamten Arbeitsgruppe für die freundliche Integration und die kollegiale Atmosphäre.

Ich danke meiner Tante Katharina, die mir stets mit viel Geduld und konstruktiven Vorschlägen zur Seite stand.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern für Ihre verständnisvolle Unterstützung.