Universitätsklinikum Ulm

Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische und

Wiederherstellungschirurgie

Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. Florian Gebhard

Belastungsanalyse nach elektiver endoprothetischer Versorgung einer Cox- oder Gonarthrose

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

Vorgelegt von

Alexandra Regina Elisabeth Türk

München

2022

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Thomas Wirth

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Peter H. Richter

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Ralf Bieger

Tag der Promotion: 19.10.2023

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis **III**

1. Einleitung **1**

1.1 Grundsätzliches zum Krankheitsbild der Arthrose ... 1
1.2 Totalendoprothesen für Hüfte und Knie im Vergleich ... 3
1.3 Bezug auf bisher durchgeführte Ganganalysen bei Patienten nach Hüft- bzw. Knie-TEP-Implantation ... 4
1.4 Der Gangzyklus ... 6
1.5 Unmittelbarer postoperativer Betrachtungszeitraum ... 9
1.6 Fragestellung ... 12

2. Material und Methoden **13**

2.1 Patientenkollektiv ... 13
2.1.1 Rekrutierungskriterien ... 13
2.1.2 Ethikantrag ... 14
2.2 Verwendete Implantate ... 15
2.2.1 Verwendete Hüft-Totalendoprothesen ... 15
2.2.2 Verwendete Knie-Totalendoprothesen ... 15
2.3 Räumliches und zeitliches Bezugssystem ... 17
2.4 Messtechnische Ausrüstung ... 18
2.4.1 Sensoreinlagen ... 20
2.4.2 Weitere Hardware und Software ... 23
2.4.3 Fragebögen ... 23
2.5 Methodologische Struktur ... 24
2.6 Statistische Grundlagen ... 25
2.6.1 Verwendete Software ... 25
2.6.2 Methoden zur statistischen Auswertung ... 25

3. Ergebnisse **28**

3.1 Patientenkollektiv ... 28
3.2 Betrachtung des Gesamtkollektivs ... 31
3.3 Unterschiede der Mobilisation hinsichtlich zweier Altersgruppen ... 34
3.4 Gangbild in Abhängigkeit vom Patientenalter ... 38
3.5 Auftreten belastungsabhängiger Komplikationen ... 44
3.6 Auftreten geschlechtsabhängiger Unterschiede des postoperativen Gangbildes und Belastung ... 45
3.7 Gegenüberstellung Knie-TEP und Hüft-TEP ... 50

4. Diskussion **57**
4.1 Allgemeines 57
4.2 Schmerzniveau 59
4.3 Postoperative Mobilität 60
4.4 Gangbild 62
4.4.1 Räumlich-zeitliche Parameter 62
4.4.2 Belastungsanalyse 70
4.5 Limitationen 75

5. Zusammenfassung **76**

6. Literaturverzeichnis **78**

Anhang **85**

Schmerztagebuch 86

Lebenslauf 88

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
BMI	Body Mass Index
CN	Conventional normal
COM	Center of Mass (Körperschwerpunkt)
COP	Center of Pressure
DGOU	Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie
DST	Double Support Time (Dauer der Phasen doppelter Unterstützung während eines Gangzyklus)
EPRD	Endoprothesenregister Deutschland
GRF	Ground Reaction Force (Bodenreaktionskraft)
ICF	Internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit
IMU	Inertial Measurement Unit
KG	Körpergewicht
MEMS	Micro-Electro-Mechanical System
M.	Musculus (anatomisch)
NSAID	Nicht steroidale Antirheumatika
r/ min	Schrittzyklen pro Minute
RN	Robust Normal
SI	Symmetrieindex
TEP	Totalendoprothese
UAG	Unterarmgestütze

In dieser Arbeit wird aus Gründen der besseren Lesbarkeit neben der männlichen nicht auch die weibliche Bezeichnung aufgeführt. Gemeint sind jedoch in allen Fällen sowohl Frauen als auch Männer. Im Falle einer geschlechtsspezifischen Unterscheidung wird an der entsprechenden Stelle darauf hingewiesen.

1. Einleitung

1.1 Grundsätzliches zum Krankheitsbild der Arthrose

Arthrose ist in erster Linie eine chronische degenerative Erkrankung. Dabei handelt es sich nicht um einen rein „biomechanischen Verschleiß“ des Knorpels, entzündliche und metabolische Komponenten spielen ebenfalls eine Rolle [37]. Neben dem Knorpel sind alle am Gelenk beteiligten Strukturen betroffen. Zusätzlich liegt eine geringgradige chronische Entzündungsreaktion vor [51].

Typische klinische Symptome sind Schmerzen und Funktionseinschränkungen. Zunächst kommt es zu Gelenksteifigkeit und Schmerzen bei bestimmten Bewegungen oder nach längeren Ruhepausen, zum sogenannten Anlaufschmerz. Mit Fortschreiten der Erkrankung treten die Schmerzen auch dauerhaft als Ruheschmerzen auf. Weitere Symptome einer Arthrose sind Schwellung, Überwärmung, Spannungsgefühl und Wetterfühligkeit.

Zu den typischen radiologischen Veränderungen gehören Osteophyten, Gelenkspaltverschmälerung, vermehrte subchondrale Sklerosierung und Deformität der gelenkbildenden Knochenanteile (Geröllzysten). Für die Beurteilung der Schwere hat sich eine Stadieneinteilung nach Kellgren and Lawrence etabliert [59].

Allgemein ist bekannt, dass die Prävalenz der Arthrose mit steigendem Alter zunimmt und Frauen häufiger als Männer betroffen sind [46]. So sind in Deutschland gemäß den Angaben des Robert-Koch-Instituts knapp die Hälfte der Frauen (48,1 %) und ein Drittel der Männer (31,2 %) über 65 Jahren an Arthrose erkrankt [17].

Dies verdeutlicht, dass Arthrose eine relevante Erkrankung unserer Gesellschaft ist. Sie gilt weltweit als die häufigste Erkrankung des muskuloskelettalen Systems unter Erwachsenen und geht – insbesondere im fortgeschrittenen Stadium – mit Schmerzen und Funktionseinbußen einher, sodass nicht nur die Lebensqualität des Einzelnen beeinträchtigt ist, zudem entsteht durch diese Erkrankung auch ein erheblicher volkswirtschaftlicher Schaden [49].

Zur Therapie der Arthrose existieren zahlreiche konservative und operative Möglichkeiten – bisher allerdings noch kein kausaler Ansatz. Auch deshalb ist die operative Implantation

eines künstlichen Gelenks bei fortgeschrittener Cox- oder Gonarthrose, die konservativ nicht ausreichend beherrschbar ist, seit Jahren ein etabliertes Verfahren. Ziel einer endoprothetischen Versorgung ist die Verbesserung der Funktionalität des Gelenks sowie die größtmögliche Reduktion der Schmerzen. Schlussendlich soll durch die weitgehende Befreiung der körperlichen Einschränkung die Teilhabe am täglichen Leben wieder ermöglicht werden.

Ungefähr 80 % der durch Arthrose bedingten Krankenhausaufenthalte gehen mit einer Operation einher [36].

1.2 Totalendoprothesen für Hüfte und Knie im Vergleich

Für das Jahr 2019 verzeichnete das Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) insgesamt 157.681 Erstimplantationen am Hüftgelenk, davon waren 90,2 % Totalendoprothesen (TEP). Insgesamt mussten im Jahr 2019 17.903 der Hüftgelenkersätze revidiert werden. Im Hinblick auf die Verankerung der Hüft-TEP besteht seit einigen Jahren ein Trend weg von der Zementierung. So wurde bei 78,4 % aller Hüft-TEP kein Knochenzement verwendet [22].

Dem EPRD wurden für das Jahr 2019 insgesamt 124.677 Erstimplantationen (davon 86,3 % Totalendoprothesen) und 14.462 Revisionseingriffe am Kniegelenk übermittelt. Anders als bei den Hüft-TEP wird der Großteil der erstimplantierten Knie-TEP mittels Zementierung verankert (94,5 %).

Alle Angaben des EPRD beruhen auf freiwillig übermittelten Dokumentationen teilnehmender Kliniken. Daher ist die Anzahl der tatsächlich implantierten Totalendoprothesen in Deutschland höher als hier angegeben.

Evans et al. [14] berichten in ihrer Metaanalyse, dass ungefähr drei Viertel der künstlichen Hüftgelenke 15 - 20 Jahre lang halten, wohingegen bei 82 % der am Knie totalendoprothetisch versorgten Patienten mit einer Standdauer von ca. 25 Jahre zu rechnen sei [14]. Da aber auch jüngeren Patienten eine Endoprothese implantiert wird, muss diese nach abgelaufener Standzeit ausgetauscht werden. Im Jahr 2019 wurden nach Angaben des Statistischen Bundesamtes am Hüftgelenk insgesamt 35.859 Revisions-, Entfernungs- oder Wechseloperationen durchgeführt, am Kniegelenk waren es 25.841 [54]. Diese Daten beruhen auf den Verschlüsselungen der einzelnen Prozeduren nach den Operationen.

1.3 Bezug auf bisher durchgeführte Ganganalysen bei Patienten nach Hüft- bzw. Knie-TEP-Implantation

Eine Form der Belastungsanalyse nimmt jeder Patient über die Nozizeption selbst vor; für die Therapie ergeben sich daraus wichtige Hinweise.

Die in-vivo-Messung erfordert spezielle mit Sensoren ausgerüstete Prothesen, deren Messwerte nach außen übertragen werden. Dieses Verfahren ist mit wenigen Einzelfällen bei Hüft-TEP [4] und Knie-TEP [9] der medizinischen Forschung vorbehalten und naturgemäß nur postoperativ einsetzbar.

Für den klinischen Alltag hingegen sind Messmethoden praktikabler, die nicht oder nur wenig invasiv sind.

Bahl et al. [2] analysierten in über 74 verschiedenen Studien mit insgesamt 2.477 Patienten die biomechanischen Veränderungen des Ganges nach Hüft-TEP bei Arthrose sowohl im Vergleich zum präoperativen Status als auch mit gesunden Kontrollpersonen. Sie zeigten frühe Verbesserungen für räumlich-zeitliche und kinematische Parameter im Vergleich zum präoperativen Status. Trotz Verbesserungen konnten zwölf Monate postoperativ im Vergleich zu den Kontrollen eine verringerte Gehgeschwindigkeit, eine ausgeprägtere Spurbreite und eine eingeschränkte Beweglichkeit des Hüftgelenks in der Sagittalebene nachgewiesen werden. Lediglich die Schrittlänge war sechs Wochen postoperativ mit der von gesunden Kontrollpersonen vergleichbar.

McCrory et al. [34] verglichen die vertikalen Bodenreaktionskräfte von 27 Patienten nach Hüft-TEP-Implantation mit denen gesunder Kontrollpersonen. Sie zeigten auf, dass sowohl der erste als auch der zweite Peak der vertikalen Bodenreaktionskräfte (GRF) auf der operierten Seite geringer ausfällt als auf der nicht-operierten Seite oder bei gesunden Probanden. Die Autoren schlussfolgern aus ihren Ergebnissen, dass die Patienten ihr operiertes Bein weniger stark und schnell beim Gehen belasten. Die Standphase dauerte in der Patientengruppe auf beiden Beinen kürzer als in der Kontrollgruppe.

Ziel der Studie von Biggs et al. [6] war es, arthrosebedingte biomechanische Merkmale zu identifizieren, die sich nach der Implantation einer Knie-TEP verändern. Obwohl sich die Schmerzen und die subjektive Funktion verbesserten, wurden nur sechs von 18 biomechanischen Variablen durch die Operation beeinflusst. Diese Variablen waren alle drei Vektoren der Bodenreaktionskraft, das Dorsiflexionsmoment des Sprunggelenks, das Hüftadduktionsmoment und der transversale Hüftwinkel. Postoperative Veränderungen wurden eher an Sprunggelenk und Hüfte als am Knie selbst nachgewiesen.

Boudriot et al. [7] untersuchten die Veränderungen der Bodenreaktionskräfte beider Extremitäten vor und nach Gelenkersatz bei Patienten mit Cox- und Gonarthrose. Dabei ermittelten sie für beide Gruppen postoperativ erhöhte vertikale Kraftmaxima, was für eine Mehrbelastung der operierten Seite im Vergleich zum präoperativen Befund spricht.

1.4 Der Gangzyklus

Der aufrechte Gang des Menschen ist ein zyklischer Vorgang, bei dem Knochen, Gelenke, Muskeln und Bänder im Zeitablauf miteinander interagieren. Als Bezugssystem dient der Gangzyklus nach der Definition von Perry [48] und Götz-Neumann [21] wie er in **Abb. 1** skizziert ist. Ein Gangzyklus ist für jedes Bein in eine Standphase und eine Schwungphase unterteilt. Die Standphase umfasst den Zeitabschnitt, in dem das vorrangig betrachtete Referenzbein Bodenkontakt hat. Die erste Phase wird als Initial Contact bezeichnet und beschreibt den Moment, in dem die Ferse den Boden trifft (Heel Strike). Unmittelbar daran schließt sich die zweite Phase (Loading Response) an, die bis zum Anheben des kontralateralen Fußes andauert. Gleichzeitig ist diese Phase auch die erste doppelt unterstütze Standphase (Initial Double Limb Support). Das bedeutet, dass zu diesem Zeitpunkt beide unteren Extremitäten Kontakt zum Untergrund haben. Mid Stance, die dritte Phase, beginnt mit dem Anheben des kontralateralen Fußes und endet mit dem Anheben der Ferse (Heel off) des momentanen Standbeins. Der Körperschwerpunkt befindet sich dabei nun über dem Vorfuß. Die terminale Standphase (Terminal Stance) ist die vierte der Standphasen, außerdem vollendet sie den Einbeinstand. Sie beginnt mit dem Anheben der Ferse des aktuellen Standbeins und wird durch den Initial Contact des kontralateralen Fußes beendet. Die fünfte Phase des Gangzyklus (Pre-Swing) ist wiederum eine Phase doppelter Unterstützung (Terminal double Limb Support), denn sie umfasst den Initial Contact des kontralateralen Fußes und das Abheben des ursprünglichen Standbeins (Toe off).

Nun schließt sich die Schwungbeinphase an, also das Zeitintervall, in dem sich der Fuß in der Luft befindet. Die sechste Phase wird als Initial Swing bezeichnet, wobei sie mit dem Ablösen der Zehen vom Boden beginnt und solange andauert, bis sich die Sprunggelenke des Stand- und des Schwungbeins überkreuzen. In der darauffolgenden siebten Phase (Mid Swing) wird das Bein weiter nach vorne gebracht bis die Tibia des Schwungbeins vertikal zum Boden steht. Die achte und letzte Phase (Terminal Swing) schließt den Gangzyklus durch die Bodenberührung des Fußes des Schwungbeins ab.

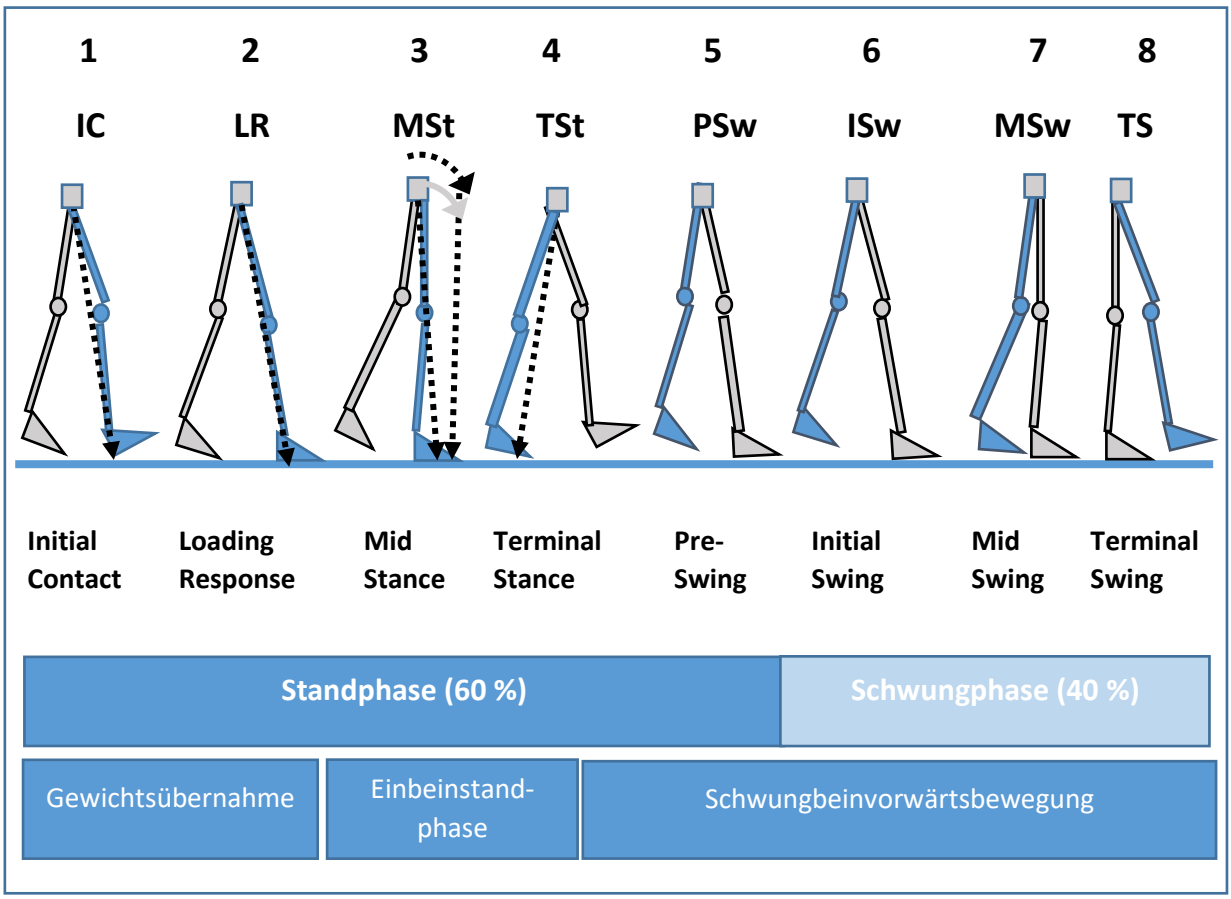


Abbildung 1: Gangzyklus skizziert. Das blaue Bein bezeichnet das Referenzbein, der Bodenvektor des COM (Center of mass) im Stand wird durch die gepunktete Linie symbolisiert. Nach Perry [48] und Ounpuu et al. [44].

Neben dem Ziel der Vorwärtsbewegung müssen als wesentliche Nebenbedingungen das Gleichgewicht und die Körperhaltung gewahrt bleiben. Die geometrischen Verhältnisse des Skeletts erfordern außerdem eine energetische Optimierung. Das COM (Center of mass) soll über den Gangzyklus möglichst wenig in vertikale und laterale Richtung verschoben werden, was Energieverwendung abseits der Bewegungsrichtung bedeutet und die Beschleunigung von Körperteilen soll energiezehrende Impulsspitzen vermeiden. Das wird vom zentralen Nervensystem durch ein selektives Ansteuern von Muskeln erreicht [35].

Der Verlauf des COM weist in vertikaler Richtung eine sinusartige Amplitude auf [21, 48]. Schon Pauwels [45] hat durch zweifaches Differenzieren des Weges nach der Zeit bei Ganggeschwindigkeiten berechnet, dass die Beschleunigung deutliche Spitzen aufweist.

Das Produkt aus Beschleunigung und Körpermasse ergibt rechnerisch Belastungsspitzen von etwa der Hälfte des Körpergewichts bezogen auf den Ort des COM. Für die sagittale Beschleunigung und für die laterale Schwankung ergeben sich nach diesem Modell kurzzeitige dynamische Spitzen von etwa 1/3 bis 1/10 des Körpergewichts. Durch Hebelwirkung an den Gelenken entstehen noch höhere lokale Lasten.

Die Auswirkung der Vernachlässigung der Wirkung der Arme dürfte bei Kinematik und Kinetik ohne Gehhilfen unter 10 % liegen [20].

Die Parameter des normalen menschlichen Ganges sind auf linker und rechter Seite nicht zwangsläufig symmetrisch. Bei 95 % der Bevölkerung finden sich Abweichungen zwischen ± 4 % und ± 13 %, so dass dies als normal angesehen werden kann [25].

Die Kräfte am operierten Hüft- bzw. Kniegelenk stehen in direktem Zusammenhang mit den pedobarografischen Messwerten, wobei sowohl die Gewichtsbelastung als auch die verschiedenen Muskelkräfte in den diversen Phasen des Gangzyklus stark variieren. Der Patient beeinflusst das Belastungsverhalten durch seine Körperhaltung, aus der sich die Lage des Bodenvektors des COM ergibt.

1.5 Unmittelbarer postoperativer Betrachtungszeitraum

Bei den meisten der bereits durchgeführten Studien war der Zeitpunkt der Follow-up Untersuchungen mehrere Wochen oder Monate nach der Operation.

Aktuelle Nachbehandlungsempfehlungen der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU) sehen nach Hüft-bzw. Knie-TEP Implantationen noch am Tag der Operation je nach individuellen Möglichkeiten die Mobilisierung aus dem Bett vor. Dazu ist v.a. eine adäquate Behandlung der Schmerzen z.B. durch Einsatz von NSAIDs und Kühlung wichtig [10].

Des Weiteren ist entsprechend den derzeitigen Nachbehandlungsempfehlungen der DGOU schon ab dem ersten postoperativen Tag eine Vollbelastung im Dreipunktegang sowohl nach einer Hüft- als auch nach einer Knietotalendoprothesenimplantation erlaubt. Der Dreipunktegang wird durch die Sektion physikalische Therapie der DGOU wie folgt definiert: „Beim Dreipunktegang wird die Belastung des Beins nach Vorgabe reduziert, indem beide Stützen (oder andere Hilfsmittel) dieses Bein entlastend begleiten und dadurch das erforderliche Gewicht abnehmen. Der Dreipunktegang erlaubt ein ent-, minimal- oder teilbelastendes sowie ein vollbelastendes Gehen“ (DGOU 2020 S. 11 [10]). Vollbelastung bedeutet, dass das betroffene Bein das gesamte Körpergewicht während des Gangzyklus frei tragen kann.

Um den Dreipunktegang zu ermöglichen, werden in den meisten Fällen zwei Unterarmgehstützen (UAG) eingesetzt. Die Physiotherapie leitet die Patienten hierbei an und führt Übungen an der Muskulatur und in vielen Fällen eine Lymphdrainage durch.

Die Gefahr einer Prothesenluxation ist bei Patienten nach Hüft-TEP-Operation in den ersten Wochen am größten. Deshalb ist es empfehlenswert die Patienten dahingehend zu instruieren, dass eine Extension/ Flexion auf 0°- 0°- 90° limitiert werden sollte, ebenso wie Rotations- oder Adduktionsbewegungen, die den Behandlungserfolg gefährden.

Ziel der physiotherapeutischen Maßnahmen ist die Aktivierung des Patienten, sodass die Atrophie größerer Muskelgruppen möglichst in Grenzen gehalten wird. Begleitend sind eine ausreichende Schmerzmedikation sowie abschwellende Maßnahmen notwendig.

Das Risiko einer venösen Thromboembolie ist bei Operationen am Hüft- oder Kniegelenk besonders hoch. Daher sind neben einer medikamentösen Prophylaxe weitere Basismaßnahmen indiziert. Diese umfassen die Frühmobilisation, Bewegungsübungen sowie die Anleitung zu Eigenübungen. Zusätzlich können physikalische Maßnahmen wie beispielsweise medizinische Thromboseprophylaxestrümpfe oder eine intermittierende pneumatische Kompression angewendet werden [18].

Die Diskussion zu Belastungsangaben unmittelbar postoperativ wird von Experten nach wie vor geführt. Einigkeit besteht hinsichtlich Vollbelastung nach zementierter Hüft-TEP, die eine hohe Primärstabilität aufweist. Bei einer nicht zementierten Hüft-TEP werden unterschiedliche Meinungen vertreten. Einige Operateure verordnen zunächst nur eine Teilbelastung des operierten Beins, andere erlauben ihren Patienten auch schon unmittelbar postoperativ eine schmerzadaptierte Vollbelastung. Hintergrund dieser Debatte ist, dass, im Gegensatz zur zementierten Endoprothetik, bei der unzementierten Variante möglicherweise keine ebenso hohe Primärstabilität gewährleistet sein könnte, wobei Mikrobewegungen zu einer Lockerung der Prothese beziehungsweise einer Nachsinterung des Schafts führen können. Um dem vorzubeugen und ein Einwachsen der Prothese in den Knochen zu gewährleisten, verordnen einige Operateure 20 kg Teilbelastung für zwei Wochen mit anschließender Aufbelastung über die nächsten sechs Wochen. Dass dies bei neueren, zementfreien mittels Press-fit eingebrachten Modellen nicht zwangsläufig nötig ist, zeigen einige neuere Studien zu diesem Thema. So zeigen Enoksen et al. [12], dass ein unzementierter Schaft zwar etwas mehr Mikrobewegungen aufweist als ein zementierter Schaft. Da das Ausmaß der Mikrobewegungen jedoch bei unter 40 µm liegt, gehen die Autoren davon aus, dass auch die zementfreie Verankerungsart eine ausreichend hohe Primärstabilität besitzt [12].

Für das erfolgreiche Einwachsen einer Prothese sind weniger als 200 µm zwischen der Implantatoberfläche und dem Knochen ausreichend [19].

Bei der Nachbehandlung im Akutkrankenhaus stehen zunächst besonders die Komponenten „Körperfunktionen und -strukturen“ der Internationalen Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit (ICF) im Vordergrund. Nachdem die vorher geschädigte anatomische Körperstruktur, in diesem Fall das Hüft- oder Kniegelenk, durch eine entsprechende Prothese ersetzt wurde, ist es nun möglich, dass das Gelenk seine ursprüngliche Funktion wiederaufnehmen kann.

Vor diesem Hintergrund wird im Folgenden untersucht, inwieweit eine Wiederherstellung von Körperstruktur und – funktion schon in den ersten Tagen nach der Operation gelingt. Denn dies ist ein wesentliches Element für die spätere Partizipation der Patienten am Alltag.

1.6 Fragestellung

In der vorliegenden prospektiven Studie wird mithilfe spezieller Sensoreinlagen für den unmittelbar postoperativen Zeitraum analysiert, ob es Unterschiede hinsichtlich der Aufbelastung zwischen Hüft-TEP und Knie-TEP gibt. Die neugewonnenen Erkenntnisse können in Zukunft für die Optimierung der Nachbehandlung verwendet werden. Im Rahmen dieser Studie wird zudem dargestellt, inwieweit sich die Mobilisation bei älteren Patienten im Vergleich zu jüngeren nach endoprothetischem Eingriff verzögert. Des Weiteren wird das postoperative Gangbild nach Alter und Geschlecht vergleichend betrachtet.

2. Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

In der Studie wurden Patienten erfasst, die zwischen April 2019 und Oktober 2020 aufgrund einer Coxarthrose oder Gonarthrose in der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm mit einer Totalendoprothese elektiv versorgt wurden und die Einschlusskriterien erfüllten. Im Vorfeld der Studie wurde eine Poweranalyse zur Bestimmung der Größe der Patientengruppen durchgeführt. Insgesamt wurden 102 Personen für die Studie befragt. Von 41 Patienten konnten verwertbare Datensätze gewonnen werden, die somit das Gesamtkollektiv bilden. Von den Teilnehmern waren 21 weiblichen und 20 männlichen Geschlechts. Eine detailliertere Beschreibung des Patientenkollektivs erfolgt in Kapitel 3.

2.1.1 Rekrutierungskriterien

Das entscheidende Einschlusskriterium war das Vorliegen einer Cox- oder Gonarthrose mit Indikation zur Erstimplantation einer entsprechenden Totalendoprothese. Eine weitere Voraussetzung für den Einschluss in die Studie war die Rekrutierung innerhalb von 24 Stunden postoperativ. Die Patienten wurden per Zufall und anschließend entsprechend der Passgenauigkeit der Einlagen ausgewählt. Geschlecht und Alter wurden bei der primären Auswahl nicht berücksichtigt.

Es gab verschiedene Ausschlussgründe für die Teilnahme an der Studie.

Dazu zählten neben der Implantation einer Hemiprothese auch, wenn es sich nicht um die Primärimplantation einer Endoprothese gehandelt hat, sondern um eine Revisionsoperation. Des Weiteren erfolgte keine Aufnahme in die Studie bei fehlender Einwilligung durch den Patienten, ebenso bei Fehlen geeigneten Schuhwerkes zur Unterbringung der Einlagen oder ein Körpergewicht von über 120 kg. Außerdem wurden alle Patienten von der Studie ausgeschlossen, denen aufgrund von perioperativen Komplikationen mehrere Tage Bettruhe nach der Operation verordnet worden war oder die nicht voll belasten durften. Zudem wurden Patienten mit einer schwerwiegenden neurologischen Grunderkrankung oder gravierenden Fußfehlstellungen und sonstigen

Gelenkerkrankungen der ipsi- und kontralateralen Extremität ausgeschlossen, die eine Vollbelastung der operierten oder nicht operierten Seite ohnehin nicht ermöglicht hätten.

2.1.2 Ethikantrag

Die Studie lag im Vorfeld einer unabhängigen Ethikkommission zur Beratung vor und wurde durch diese bewilligt (Ethikantrag Nr. 214/18). Alle Patienten wurden über die durchgeführte Studie informiert und erklärten sich durch schriftliches Einverständnis zur Teilnahme und Weiterverarbeitung ihrer Daten bereit. Alle patientenbezogenen Daten wurden kodiert und somit pseudoanonymisiert weiterverarbeitet. Durch die Schuheinlagen wurde der Heilungsverlauf nicht negativ beeinflusst.

2.2 Verwendete Implantate

2.2.1 Verwendete Hüft-Totalendoprothesen

Insgesamt wurden 19 Patienten mit einer Hüft-TEP versorgt. Bei 13 Patienten wurden ohne Zement der Fitmore® Hüftschaft der Firma Zimmer® und das Zimmer® Trinity® Pfannensystem implantiert. Beide Komponenten erhalten ihre Primärstabilität durch PressFit. Bei der Operation wurde ein anterolateraler Zugang verwendet. Eine Teilzementierung wurde bei vier Patienten durchgeführt. Hierfür wurde der M.E.Müller™ Geradschaft der Firma Zimmer® jeweils zementiert, das Zimmer® Trinity® Pfannensystem nicht-zementiert, also mittels Pressfit eingebracht. Bei den übrigen beiden Hüft-TEP-Implantationen wurden beide Komponenten durch Zementierung fixiert. Dabei kamen ebenfalls der M.E.Müller™ Geradschaft der Firma Zimmer® und das Zimmer® Trinity® Pfannensystem zum Einsatz. Bei der Operation erfolgte der Zugang lateral. Als Inlay wurde standardmäßig der Longevity® Polyethylen-Einsatz (Firma Zimmer®) mit 32 mm Kopfdurchmesser verwendet.

2.2.2 Verwendete Knie-Totalendoprothesen

Beide Komponenten der 22 Knie-TEP-Implantationen wurden jeweils zementiert. **Tabelle 1** zeigt die jeweils verwendeten Komponenten im Überblick.

Tabelle 1: Übersicht über die in der Studie ermittelten Knie-Totalendoprothesen-Implantate, die im betrachteten Patientenkollektiv mit Gonarthrose (n = 22) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020 verwendet wurden.

	Femurimplantate		**Tibiaimplantate**	
Firma	**Produktreihe**	**Anzahl**	**Produktreihe**	**Anzahl**
Zimmer®	Persona®	3	Persona®	3
Smith & Nephew®	Legion™	18	Legion™	10
	Genesis™ II	0	Genesis™ II	8
	Journey ™II BCS	1	Journey™ II	1

Bei vier Patienten wurde das Kniesystem posterior stabilisiert, bei einem Patienten wurde die Funktion beider Kreuzbänder wiederhergestellt (Bi-cruciate stabilized). Bei den übrigen 17 Kniegelenken wurde das hintere Kreuzband im Sinne eines Cruciate retaining belassen. Anders als bei den Hüft-TEP wurden bei den Knie-TEP verschiedene Inlays eingesetzt. Die Dicke des Inlays variierte zwischen 9 mm und 11 mm, zudem wurde in vier Fällen auf eine highflexion bzw. in acht Fällen auf eine deepflexion Option zurückgegriffen.
Grundsätzlich sollen diese beiden Konfigurationen des Inlays eine größere Flexion des endoprothetischen Kniegelenks ermöglichen.

2.3 Räumliches und zeitliches Bezugssystem

Das Bezugssystem dieser Analyse ist so gewählt, dass die Mehrzahl der am Fuß gewonnenen Messwerte positiv ist. Das entspricht der Konvention der technischen Dokumentation und der Software der verwendeten Messeinlagen [39, 55]. Die jeweiligen Koordinatensysteme sind im Rahmen der näheren Beschreibung der verwendeten Einlagen in **Abb. 3** und **Abb. 4** dargestellt.

Abb. 2 veranschaulicht schematisch den Versuchsaufbau. Die Patienten benutzten während ihres stationären Aufenthalts UAG zur Unterstützung, die Messung erfolgte durch in die patienteneigenen Schuhe eingebrachten Messeinlagen.

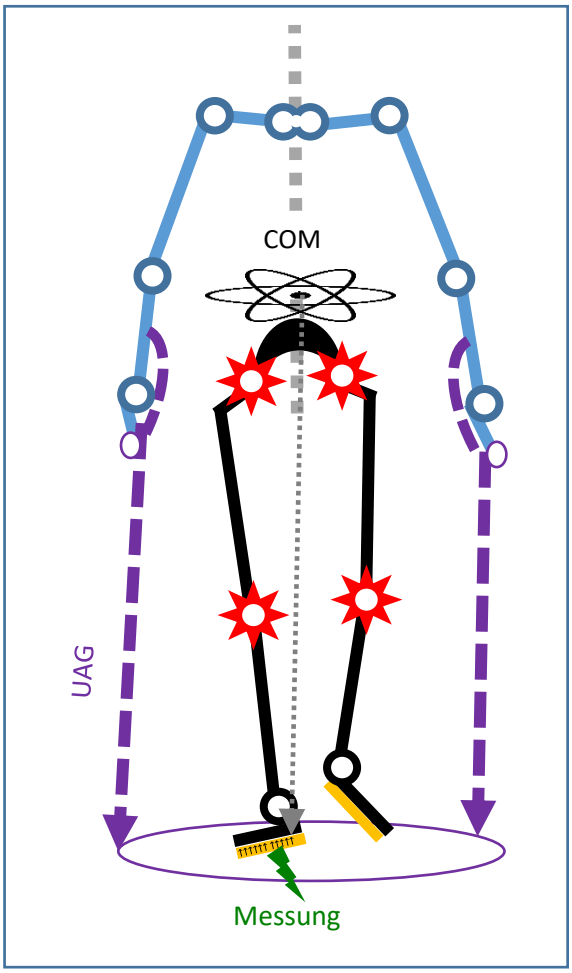


Abbildung 2: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus, nach O. Fischer [15]. COM (center of mass) bezeichnet hierbei den Körperschwerpunkt. Die für diese Untersuchung betrachtungsrelevanten Gelenke sind rot gekennzeichnet. UAG sind die Unterarmgehstützen.

2.4 Messtechnische Ausrüstung

Bei der in dieser Arbeit beschriebenen Belastungsanalyse nach elektiver endoprothetischer Versorgung einer Cox- und Gonarthrose kommen elektronische Schuheinlagen jeweils bestehend aus 13 bzw. 16 Drucksensoren, Accelerometern und Gyroskopen zum Einsatz. Um die Spezifikationen der Einlagen zu verstehen, wird im Folgenden ein kurzer, allgemeiner Überblick über die verwendeten Sensortypen gegeben:

Accelerometer: Accelerometer sind trägheitsbasierte Messinstrumente, die ihre Beschleunigungen entlang einer oder mehrerer Achsen messen können. Das grundlegende Prinzip eines Accelerometers beruht auf dem 2. Newton´schen Gesetz, wobei sich die Kraft aus der Multiplikation der Masse mit einer Beschleunigung ergibt. Eine kleine Masse wirkt bei Beschleunigung mit einer bestimmten Kraft auf eine Feder. Dies führt zu einer Streckung oder Stauchung der Feder. Die Auslenkung der Feder kann gemessen und so die Beschleunigung ermittelt werden. Die Platzierung des Accelerometers hat Auswirkung auf die Messergebnisse. Bewegt sich der Proband nicht, misst ein Accelerometer den Einfluss der Gravitation. Bewegt sich der Proband, ist das entstehende Signal, bei bekannter Ausrichtung des Accelerometers, eine Kombination der Ausrichtung und der Bewegungen des Probanden. Als Transduktoren werden in den meisten Fällen piezoelektrische Kristalle, piezoresistive Sensoren und Accelerometer mit variabler Kapazität verwendet [33]. Accelerometer können auch dazu verwendet werden die Schwungphase zu erfassen.

Gyroskope: Gyroskope sind Sensoren zur Messung der Winkelgeschwindigkeit. Das Funktionsprinzip besteht darin, dass alle Körper, die sich um eine Achse drehen, eine Rotationsträgheit entwickeln [40].
Eine Drehung des Gyroskops erzeugt eine Coriolis-Kraft, die auf eine Masse wirkt, was zu einer Bewegung in eine andere Richtung führt. Die Bewegung in diese Richtung wird durch Elektroden gemessen und daraus kann die Winkelgeschwindigkeit errechnet werden [57]. Die Winkelgeschwindigkeit ist dabei proportional zur Rotationsgeschwindigkeit.

Inertial Sensoren: auch IMU (Inertial Measurement Unit) genannt, sind häufig verwendete Sensoren in der Ganganalyse. Dabei handelt es sich um eine Kombination aus Beschleunigungsmesser, Gyroskop und manchmal auch Magnetometern. Sie können somit die Geschwindigkeit, Beschleunigung, Ausrichtung und Gravitationskräfte messen und

aufzeichnen [40]. Mit Hilfe von IMU können räumlich-zeitliche Parameter wie beispielsweise die Kadenz oder die Dauer eines Gangzyklus bestimmt werden.

Drucksensoren: Diese können, ähnlich wie Kraftmessplatten (Force plates), die Bodenreaktionskräfte ermitteln, die während der Standphase zwischen Fuß und Untergrund entstehen. Vorteilhaft im Vergleich zu stationären Druckplatten, die ein Ganganalyselabor voraussetzen, sind die leichtere Handhabbarkeit und die Möglichkeit, auch Messungen unter Alltagsbedingungen vorzunehmen.

Die Funktionsweise kapazitiver Sensoren beruht auf der Veränderung der elektrischen Kapazität eines oder mehrerer Kondensatoren. Die elektrische Kapazität ist hierbei abhängig von Abstand, Größe und dem Dielektrikum (letzteres ist eine elektrisch schwach- oder nicht leitende Substanz zwischen den beiden Kondensatorplatten). Durch Druck von außen wird der Abstand zwischen den Kondensatorplatten verringert und zugleich die dielektische Konstante des nun komprimierten Materials verändert. Diese Änderung der Kapazität kann elektronisch in eine Änderung der Spannung umgewandelt werden [50].

Weitere häufig eingesetzte Drucksensoren sind zum einen resistive, zum anderen piezoelektrische Sensoren. Das grundsätzliche Wirkprinzip resistiver Sensoren ist eine Änderung des ohmschen Widerstands als Folge einer Veränderung anderer Messgrößen, wie beispielsweise der Länge oder des spezifischen Widerstands [16]. So z.B. ändert sich bei Dehnungsmessstreifen der Widerstand in Folge mechanischer Dehnung; beim Force-Sensing Resistor der Firma Interlink Electronics Europe hingegen verringert sich der elektrische Widerstand, wenn Druck auf das System ausgeübt wird [50].

Piezoelektrische Sensoren nutzen den piezoelektischen Effekt. Durch Druck von außen verschieben sich Ladungen auf Molekülebene und bewirken eine elektrische Aufladung der Sensoroberfläche [50].

2.4.1 Sensoreinlagen

Um die Belastung und weitere studienrelevante Parameter erfassen zu können, wurden die Schuhe der Probanden über die Dauer des stationären Aufenthaltes nach der Operation mit speziellen Einlagen der Firma Moticon GmbH ausgestattet. Die Messsysteme wurden vollständig von der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm erworben, ohne Zuwendungen der Firma Moticon GmbH zu erhalten. Für die Datenerhebung in dieser Studie wurden zwei verschiedene Einlagenmodelle verwendet, wobei das Modell Insole3 eine Weiterentwicklung seines Vorgängers Insole2 ist. Beide Einlagenmodelle beziehen ihre Energie aus wiederaufladbaren Knopfzellen (Route JD Inc Li-ion rechargeable 3,7 V) Typ PD2032 mit 3,7 V [38].

2.4.1.1 Einlagenmodell Sensor Insole2

In dieser Studie kamen vier Einlagenpaare vom Modelltyp Insole2 (Moticon GmbH, München) in den Größen 38/39, 40/41, 42/43 und 44/45 zum Einsatz. Jede Einlage dieses Modelltyps verfügt über 13 kapazitive Drucksensoren, die ca. 50 % der Sohlenfläche abdecken, sowie ein dreidimensionales MEMS (Micro-Electro-Mechanical System) Accelerometer (Bosch Sensortech BMA 150), das sich in der Mitte der Einlage befindet (**Abb. 3**) [56]. Die Speicherkapazität für Messdaten beträgt 16 MB pro Einlage. Während der Aufzeichnung der Daten wurde die Einstellung „smart record“ bei 10 Hz verwendet, um eine möglichst lange Aufzeichnungsdauer zu erreichen. Der Modus „smart record“ ermöglicht es, nur bei aktiver Verwendung der Einlagen aufzuzeichnen. Diese Einstellung dient ebenfalls dem Sparen von Energie.

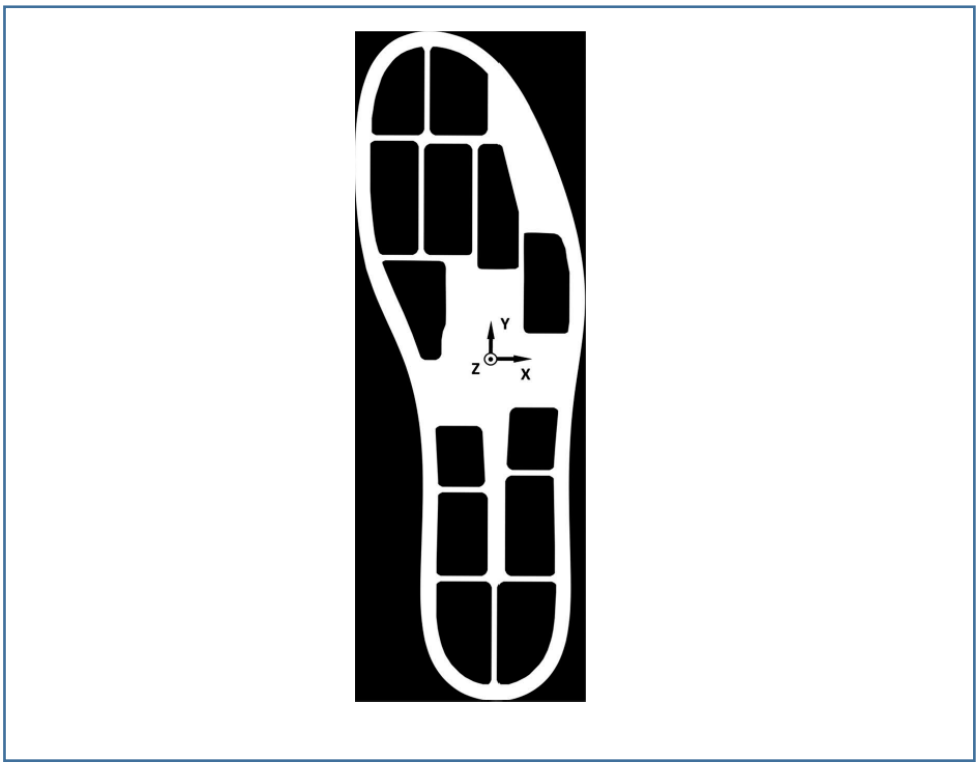


Abbildung 3: Verteilung der Drucksensoren und Positionierung des Accelerometers mit räumlicher Ausrichtung im Modelltyp Insole2 der Firma Moticon. Aus Stöggel et al. [56]
(CC BY-NC-ND 4.0 Deed http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)
X/Y/Z: bezeichnet die Ausrichtung der Accelerometer.

2.4.1.2 Einlagenmodell Sensor Insole3

In 13 Fällen wurde eines der beiden Paare des neueren Einlagenmodells Moticon SCIENCE Sensor Insole3 (siehe **Abb. 4**) in Größe 38/39 verwendet. Diese verfügen laut Herstellerangaben über 16 kapazitive Drucksensoren sowie einer Inertial Measurement Unit (IMU) pro Seite [39]. Diese IMU, Typ MEMS LSM6DSL, beinhaltet neben einem dreidimensionalen Accelerometer auch ein dreidimensionales Gyroskop, Hersteller STMicroelectronics [55]. Die Flächenabdeckung bei diesem Modell beträgt laut Angaben des Herstellers 65 % [38]. Die Speicherkapazität beträgt, wie beim Vorgänger-Modell 16 MB. Während der Datenerfassung wurde auch bei diesem Modell die Einstellung „smart record“ bei 10 Hz verwendet.

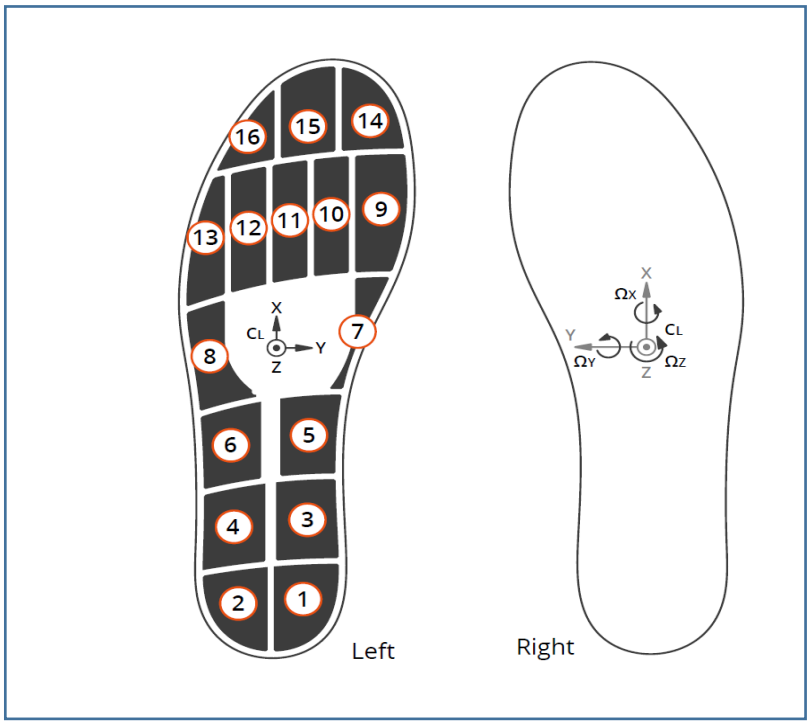


Abbildung 4: Darstellung Insole3 nach technischen Unterlagen der Firma Moticon [38]. Abdruck mit freundlicher Genehmigung der Firma Moticon.
Links: Darstellung Verteilung der 16 kapazitiven Drucksensoren auf der Einlage. Rechts: X/Y/Z bezeichnen die Richtungen des Koordinatensystems und der Beschleunigungssensoren. ΩX/ΩY/ΩZ zeigen die Richtungen der Winkelbeschleunigungen.

2.4.2 Weitere Hardware und Software

Zum Auslesen und zur weiteren Analyse der Daten, die durch das Modell Insole2 der Firma Moticon erhoben wurden, wurde die Software BEAKER (Moticon GmbH, München) verwendet. Zum Starten und Beenden der Aufnahmen des Modells Insole3 wurde die App Moticon SCIENCE Mobile App (Moticon ReGo AG) auf einem Smartphone Galaxy A40 (Samsung) mit einem Android-Betriebssystem eingesetzt. Die auf diese Weise erhobenen Daten wurden drahtlos mittels Bluetooth in das Moticon SCIENCE Programm auf einen Computer Surface 4 von Microsoft® übertragen und ausgewertet.

Anschließend wurden die gesammelten Daten anonym und nicht-patientenbezogen in das Tabellenkalkulationsprogramm Excel® 2019 von Microsoft® übertragen.

2.4.3 Fragebögen

Bei jedem Patienten wurden mithilfe eines Fragebogens (s. Anhang) persönliche Daten erhoben: Zunächst allgemeine Patientendaten und Anamnese, wobei hier auch speziell nach der orthopädischen Vorgeschichte im Sinne von früheren Verletzungen und Voroperationen gefragt wurde. Anschließend ging es um die aktuelle Erkrankung: Operationsseite, Operationsindikation, Ursache und berufliche Tätigkeit, Datum der Operation, Datum der Mobilisation, Maßgaben zur Belastung. Zuletzt wurden Nikotinkonsum, Füßigkeit und sportliche Aktivität erfragt. Füßigkeit ist für die untere Extremität analog für Händigkeit der oberen Extremität.

Zudem erhielten alle Teilnehmer der Studie am ersten Tag der Aufzeichnung ein Schmerztagebuch (s. Anhang), in dem in den folgenden Tagen um 8:00 Uhr morgens das subjektive Schmerzempfinden auf einer Skala zwischen 0 und 10 dokumentiert werden sollte. Die Ziffer „0“ bezeichnet dabei den völlig schmerzfreien Zustand, wohingegen eine „10“ für die stärkst-möglichen Schmerzen steht.

2.5 Methodologische Struktur

Alle Patienten wurden über die Studie informiert und erklärten sich durch schriftliches Einverständnis zur Teilnahme bereit. Danach wurde gemeinsam mit den Patienten der Fragebogen zur Erhebung persönlicher Daten ausgefüllt. Zudem wurde den Patienten das Schmerztagebuch ausgehändigt, in dem sie an den folgenden Tagen jeweils um 8:00 Uhr ihr aktuelles Schmerzempfinden auf einer Skala von 0 bis 10 festhalten sollten. Anschließend wurde die passende Einlagengröße zur Schuhgröße des Patienten ausgesucht, mit entsprechenden Akkus versehen und die Passgenauigkeit nach Einlegen in die Schuhe überprüft. Dabei wurde unter anderem darauf geachtet, dass dem Patienten die präparierten Schuhe nicht zu eng waren. Danach wurden die Einlagen ohne Bodenkontakt kalibriert. Anschließend wurde die Aufnahme über die Software BEAKER gestartet. Die Patienten wurden gebeten, die nächsten Tage die Schuhe mit den Einlagen möglichst bei jeder Aktivität außerhalb des Bettes zu tragen, wie beispielsweise bei physiotherapeutischen Übungen. Der Erhebungszeitraum orientierte sich dabei an der Dauer des stationären Aufenthaltes des jeweiligen Patienten. Am Tag vor der geplanten Entlassung in die Anschlussheilbehandlung wurden die Patienten erneut aufgesucht, die Aufnahme gestoppt und die Einlagen entfernt und desinfiziert. Außerdem wurde das Schmerztagebuch wieder zurückgenommen. Danach wurden die auf den Einlagen gespeicherten Daten im Falle des Modells Insole2 über das passende Kabel in die BEAKER Software übertragen und anonym gespeichert. Bei den Einlagen des Modelltyps Insole3 wurden die Daten über Bluetooth in das Programm Moticon SCIENCE übertragen und dort ebenfalls anonymisiert gespeichert. Im weiteren Verlauf wurden die für die Studie relevanten Daten mit Hilfe von Tabellenkalkulation quantitativ aufbereitet und zur statistischen Analyse in eine Spezialsoftware übertragen.

2.6 Statistische Grundlagen

2.6.1 Verwendete Software

Zur Auswertung der durch das Modell Insole2 erhobenen Daten wurde das Programm BEAKER (Moticon GmbH, München) verwendet. Die Weiterverarbeitung der Daten auf Insole3 erfolgte mit dem Programm Moticon SCIENCE (Moticon ReGo AG).

Zur Erfassung der Daten und zur Erstellung der Diagramme wurde das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft® Excel® 2019 verwendet, zur statistischen Auswertung wurde teilweise zusätzlich IBM® SPSS® Statistics 26 für Windows angewendet.

2.6.2 Methoden zur statistischen Auswertung

Berechnet wurden jeweils das arithmetische Mittel, Minimum und Maximum, Median, sowie die absoluten und relativen Häufigkeiten.

Zur Testung der Hypothesen auf Signifikanz wurde der t-Test angewendet. Aufgrund der vergleichsweise geringen Anzahl an Datensätzen wurde das statistische Signifikanzniveau auf $p < 0,05$ festgelegt. Dies bedeutet, dass wenn der statistisch ermittelte Wert unter diesem Wert bleibt, die Nullhypothese verworfen werden kann und somit die Alternativhypothese angenommen wird.

2.6.2.1 Symmetrieindex

In der Literatur sind mehrere Möglichkeiten zur Berechnung des Symmetrieindex (SI) beschrieben. In dieser Arbeit wurde die Variante nach Martinez-Ramirez et al. [32] mit folgender Formel verwendet:

$$SI = \frac{(V_i - V_u)}{V_u} * 100\%$$

V_i steht hierbei für die Variable, die auf dem operierten Bein (involved) erhoben wurde, während V_u die Variable bezeichnet, die die nicht-operierte Seite (uninvolved) betrifft.

Für den Fall, dass V_i genauso groß wie V_u ist, ergibt sich ein SI von 0. Ein SI = 0 ist somit gleichbedeutend mit einer absoluten Symmetrie. Wenn die Variable auf der nicht operierten Seite größer ist als jene auf der operierten Seite ($V_u > V_i$) resultiert daraus ein negatives Ergebnis, das für eine asymmetrische Verteilung zugunsten der nicht operierten Seite spricht. Während Martínez-Ramírez et al. [32] Betragsstriche in ihrer Formel verwendeten, wurde in dieser Arbeit darauf verzichtet, da durch das Weglassen der Betragsstriche eine Asymmetrie zur operierten bzw. nicht operierten Extremität anhand des Vorzeichens festgestellt werden kann.

2.6.2.2 Normierung

Die räumlich-zeitlichen Parameter sind für bessere Vergleichbarkeit auf die Dauer des Gangzyklus des jeweiligen Patienten normiert. Hierbei wurde der prozentuale Anteil einer bestimmten Gangphase der operierten bzw. nicht-operierten Seite an der Dauer eines durchschnittlichen Gangzyklus desselben Patienten ermittelt.

Um die Patienten untereinander besser vergleichen zu können bzw. um eine Aussage über die Belastung treffen zu können, erfolgte eine Umrechnung des Körpergewichts in die Gravitationskraft in Newton [N]. Dies erfolgte durch Multiplikation des Körpergewichts in Kilogramm mit der Fallbeschleunigung g, die auf der Erde näherungsweise 9,81 m/s² beträgt.

Die verwendete Formel zur Ermittlung der normierten Gewichtskraft lautet:

$$Normierte\ Gewichtskraft = \frac{GRF\ [N]}{Körpergewicht\ [kg] * 9{,}81\ [\frac{m}{s^2}]}$$

3. Ergebnisse

3.1 Patientenkollektiv

Wie bereits in Kapitel 2.1 erwähnt, konnten von 41 Patienten auswertbare Datensätze gewonnen werden. Im Mittel betrug das Alter der Teilnehmer zum Zeitpunkt der Erfassung 67,4 (± 9,01) Jahre. Der jüngste Teilnehmer war 46 Jahre alt, der älteste 85 Jahre. Im Studienkollektiv erhielten 19 Patienten eine Hüft-TEP und 22 Patienten eine Knie-TEP. Die genaue Geschlechterverteilung lässt sich **Abb. 5** entnehmen. Tendenziell wurden mehr Frauen mit einer Hüft-TEP und mehr Männer mit einer Knie-TEP versorgt.

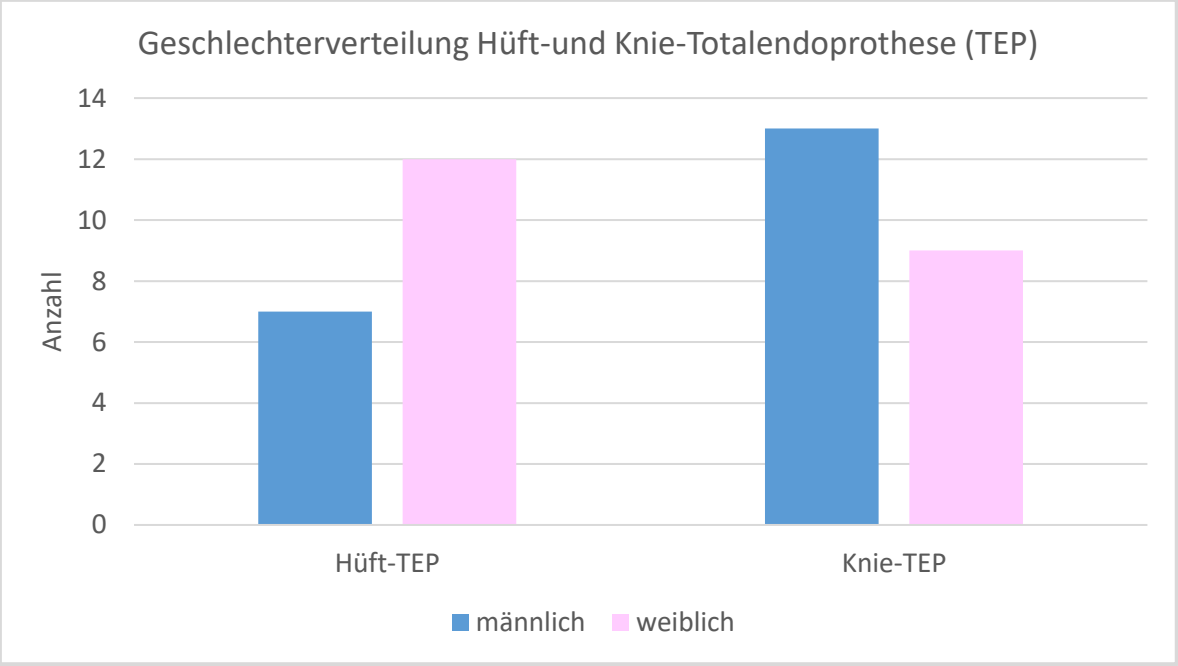


Abbildung 5: Geschlechtsabhängige Verteilung unterteilt nach endoprothetischem Versorgungstyp. Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv (n = 41) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

Abb. 6 und **Abb. 7** zeigen die Ätiologie der Arthrose, die zur endoprothetischen Versorgung der jeweiligen Gelenke führte.

Bei der Versorgung mittels Hüft-TEP war bei 14 Patienten eine unspezifische, sogenannte primäre Coxarthrose ursächlich für die Notwendigkeit eines endoprothetischen Ersatzes. Bei den übrigen fünf Patienten konnte die Ätiologie der Arthrose näher spezifiziert werden.

Bei drei Patienten war eine Dysplasiecoxarthrose, bei einem Patienten eine posttraumatische Coxarthrose und bei einem weiteren Patienten eine Protrusionscoxarthrose Ursache für die Notwendigkeit eines endoprothetischen Ersatzes. Eine Knie-TEP wurde 40,9 % der Patienten aufgrund einer Varusgonarthrose und ebenso vielen aufgrund einer Valgusgonarthrose implantiert. Bei den übrigen 18,1 % wurde als Grund für den Gelenkersatz eine nicht näher bezeichnete Gonarthrose oder größere Varus- oder Valgusfehlstellung angegeben.

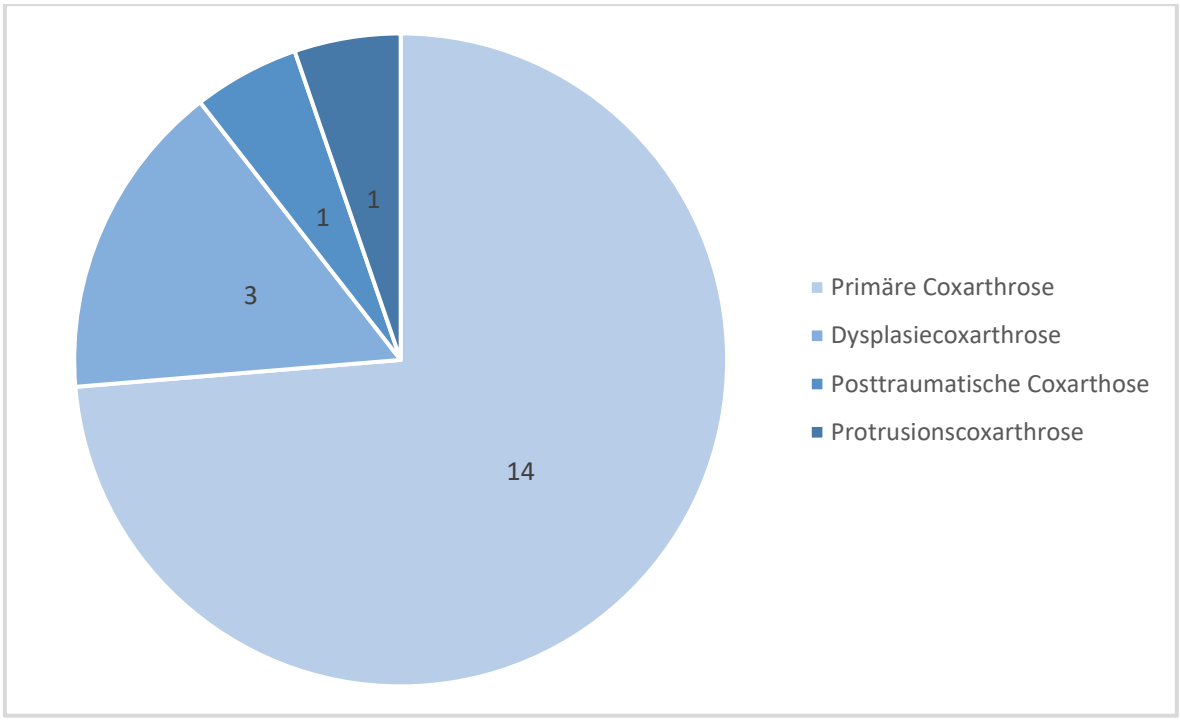


Abbildung 6: Diagnosen, die eine endoprothetische Versorgung der Hüfte bedingten. Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv (n = 19) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

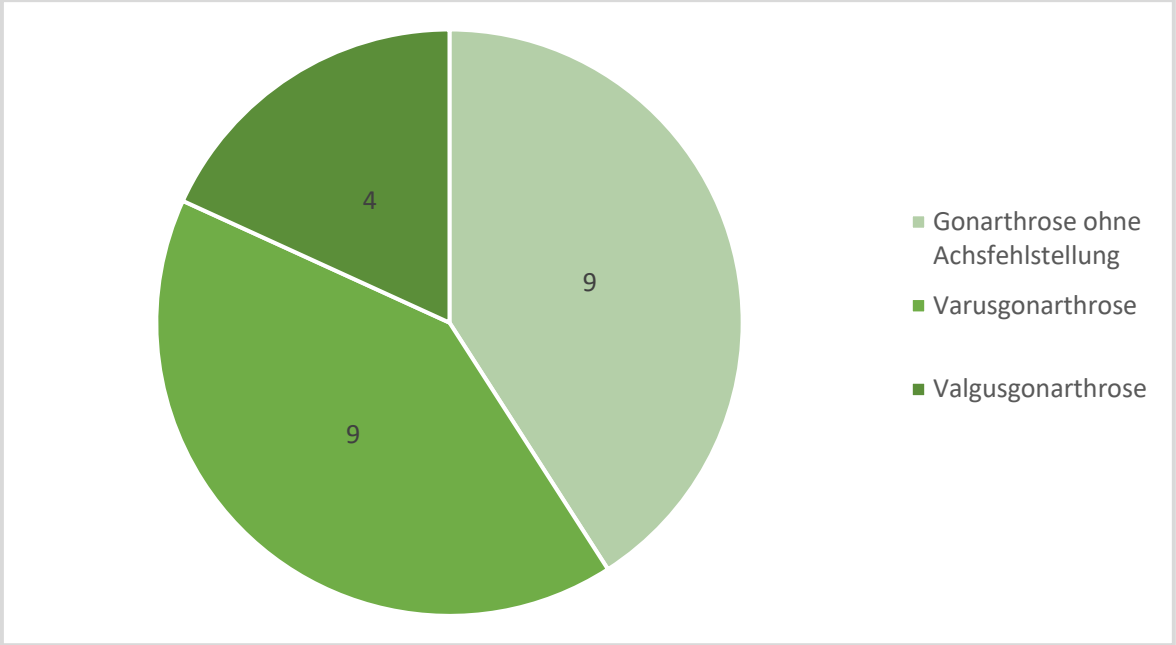


Abbildung 7: Diagnosen, die eine endoprothetische Versorgung des Kniegelenks bedingten. Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv (n = 22) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

Der Beobachtungszeitraum lag im Durchschnitt bei sechs Tagen und entspricht damit weitestgehend dem stationären Aufenthalt im Akutkrankenhaus.

3.2 Betrachtung des Gesamtkollektivs

Tag 1 bezeichnet im Folgenden immer den Tag nach der Operation, nicht den Zeitpunkt der ersten Mobilisation. Somit entspricht Tag 1 dem ersten postoperativen Tag, der in den meisten Fällen mit dem ersten Tag der Aufzeichnung gleichzusetzen ist.

Die folgende **Abb. 8** zeigt, dass im Allgemeinen die durchschnittliche Belastung auf der operierten Extremität in den Tagen nach der Operation kontinuierlich zunimmt. Man erkennt eine Steigerung der Belastung des operierten Beins - insbesondere zwischen Tag 1 und Tag 5 - um 28,1 %.

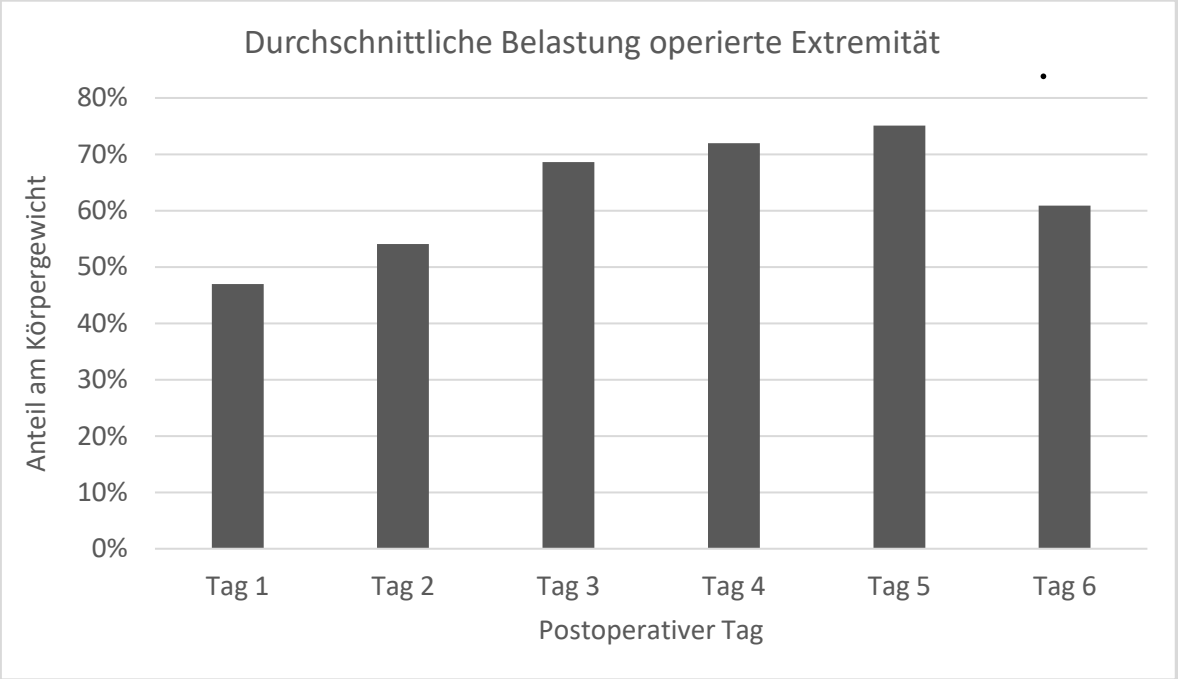


Abbildung 8: Durchschnittliche Belastung der operierten Extremität als prozentualer Anteil des Körpergewichts während der ersten Woche nach durchgeführter Endoprothesenimplantation. Einbezogen wurden alle Patienten (n = 41) unabhängig von der Art der endoprothetischen Versorgung, die im betrachteten Patientenkollektiv an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020 durchgeführt wurde. Eigene Erhebung.

Eine Vollbelastung (von einer aufgezeichneten Durchschnittsbelastung von mehr als 90 % des Körpergewichts) konnte bei insgesamt zehn Patienten während des stationären Aufenthalts verzeichnet werden. **Tabelle 2** gibt einen Überblick über den Zeitpunkt der ersten Vollbelastung. Das durchschnittliche Schmerzniveau in Ruhe lag zum Zeitpunkt der ersten Vollbelastung bei 1,56 Punkten.

Tabelle 2: Tag der ersten postoperativen Vollbelastung mit Anzahl derjenigen im betrachteten Patientenkollektiv (n = 41) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020, bei denen an diesem Tag zum ersten Mal nach erfolgter Implantation einer Endoprothese eine Vollbelastung gemessen wurde. Bei den übrigen 31 wurde keine Vollbelastung aufgezeichnet. Eigene Erhebung.

	Tag 1	Tag 2	Tag 3	Tag 4	Tag 5	Tag 6
Anzahl der Vollbelastungen	0	2	3	4	1	0

Fünf der 41 Patienten gaben bei der initialen Befragung keine Präferenz bezüglich des Stand- und Schwungbeins an. Zehn Patienten gaben das rechte Bein als ihr Standbein an, alle übrigen Patienten benannten ihr linkes Bein als Standbein.

Genormt auf das jeweilige Patientengewicht belasteten die Patienten ihr nicht-operiertes Bein um durchschnittlich 3,3 % mehr.

Betrachtet man nun, ob die Patienten auf ihrer Standbeinseite oder ihrer Spielbeinseite operiert worden sind, ergibt sich, im Falle eines operierten Standbeins ein durchschnittlicher Anteil der mittleren Belastung an der Gewichtskraft von 51,4 %; wurde hingegen das Spielbein operiert, beträgt der Anteil 53,8 %.

Das Schmerztagebuch konnte von 39 Patienten ausgewertet werden. Die Auswertung ist grafisch in **Abb. 9** dargestellt. Insgesamt wurde über alle Tage hinweg im Mittel ein Punktewert von 2,8 (± 1,91) auf der Schmerzskala dokumentiert.

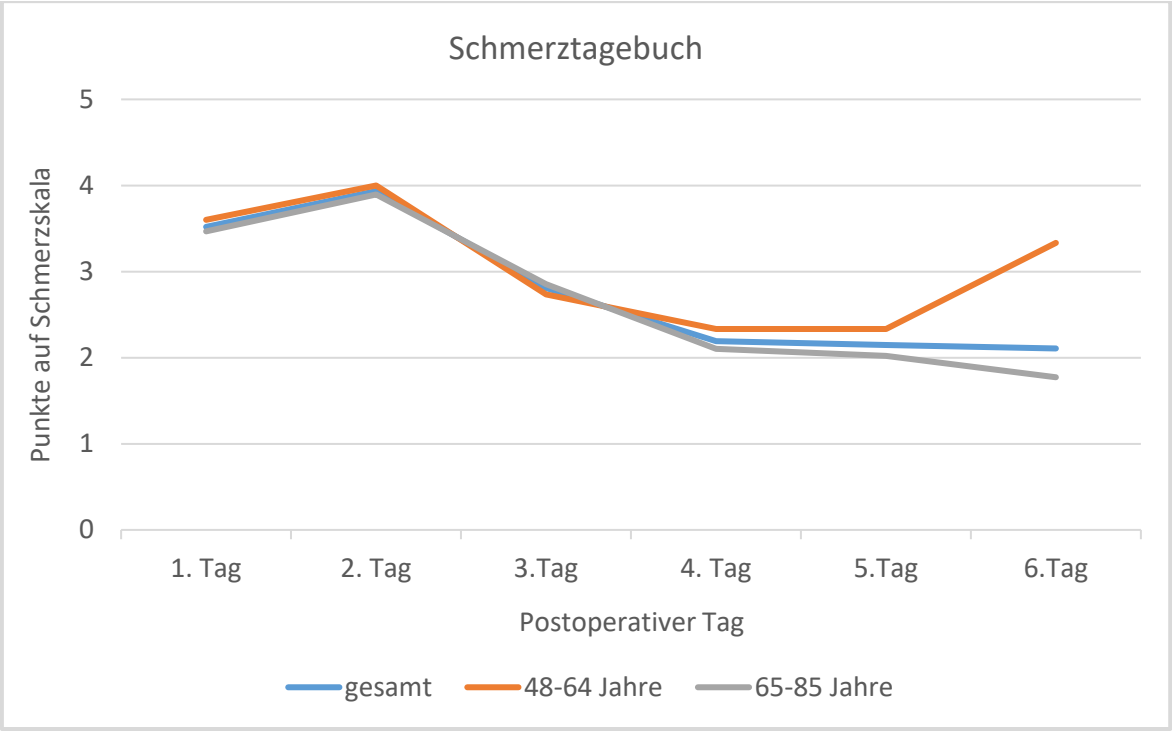


Abbildung 9: Auswertung der ausgefüllten und zurückgegebenen Schmerztagebücher (n = 39). Progressiver Rückgang der Schmerzen nach erfolgtem endoprothetischem Gelenkersatz. Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv (n = 41) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

In der **Abb. 9** sind die empfundenen Schmerzen im Verlauf der ersten postoperativen Tage dargestellt. Während die Altersgruppe 46 - 64 Jahre durchschnittlich einen Punktewert von 3,0 auf der Schmerzskala dokumentierte, wurde in der älteren Gruppe ein durchschnittlicher Punktewert von 2,7 angegeben.

3.3 Unterschiede der Mobilisation hinsichtlich zweier Altersgruppen

Die Grenze zwischen den Altersgruppen wird mit 65 Jahren definiert. Dementsprechend umfasst die jüngere Gruppe (46 - 64 Jahre) insgesamt 17 Patienten, davon elf Hüft-TEP und sechs Knie-TEP Patienten, wohingegen die ältere Gruppe (65 - 85 Jahre) 24 Patienten, davon acht Hüft-TEP und 16 Knie-TEP-Patienten, beinhaltet. Das Durchschnittsalter der jüngeren Gruppe liegt bei 58,9 (± 5,38) Jahren, hingegen in der älteren Gruppe bei 73,4 (± 5,52) Jahren. Der BMI in der jüngeren Gruppe war mit 28,1 (± 4,87) kg/m² etwas höher als in der älteren Gruppe mit 26,8 (± 3,45) kg/m². Zunächst stellt sich die Frage, ob es nach der Operation einen Unterschied hinsichtlich des Zeitpunkts der Erstmobilisation bei jüngeren und älteren Patienten gibt. **Abb. 10** gibt einen Überblick über den Zeitpunkt der ersten Mobilisation nach der Operation. In der Abbildung ist zu erkennen, dass die Erstmobilisation postoperativ bei älteren Patienten tendenziell etwas früher erfolgt als bei den jüngeren Patienten.

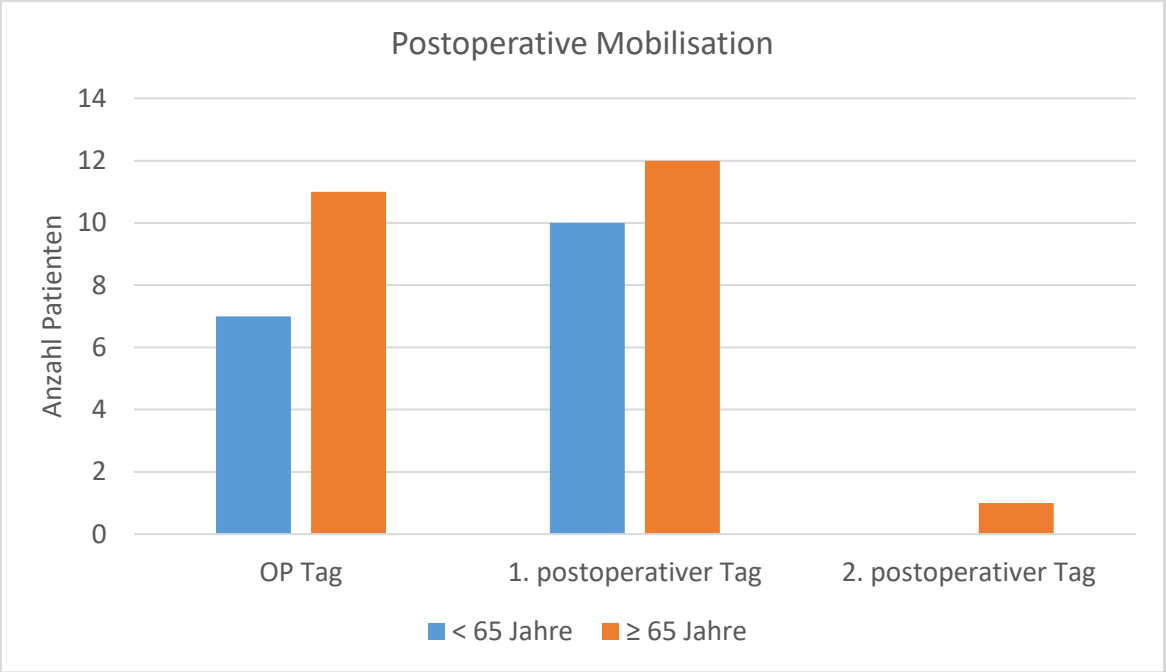


Abbildung 10: Darstellung des Zeitpunktes der ersten Mobilisation postoperativ nach Altersgruppen getrennt, unabhängig von der Art der endoprothetischen Versorgung. Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv (n = 41) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

Um zu analysieren, wie sich die weitere Mobilisation während des stationären Aufenthaltes gestaltet, wurde der Parameter „Anzahl der Schritte“ herangezogen.

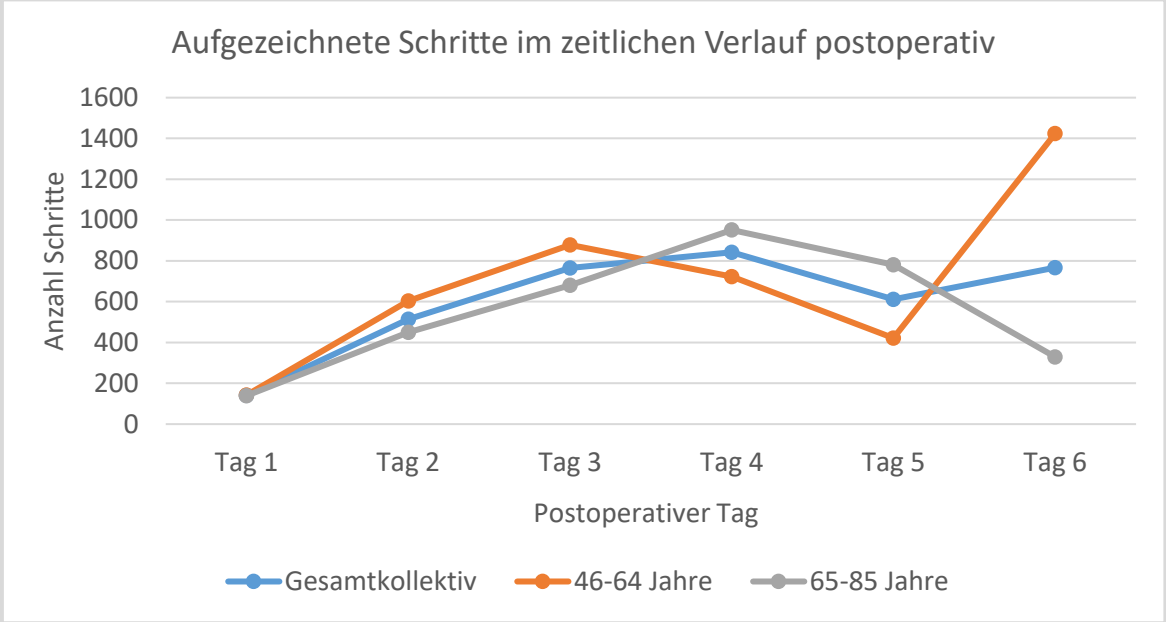


Abbildung 11: Darstellung der Anzahl der selbst aufgezeichneten postoperativ zurückgelegten Schritte pro Tag des gesamten betrachteten Patientenkollektivs (n = 41) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020 während des stationären Aufenthaltes. Zudem Aufteilung nach Altersgruppen. Eigene Auswertung.

Abb. 11 lässt erkennen, dass die Aktivität im Verlauf des stationären Aufenthalts in beiden Altersgruppen zunimmt. Wie die Grafik zeigt, beginnen beide Altersgruppen mit einer ähnlichen Anzahl an Schritten. In der Abbildung wird deutlich, dass Patienten der Altersgruppe über 65 Jahre eine langsamere und weniger ausgeprägte Mobilisation im Verlauf der ersten postoperativen Tage zeigen. Das Mittel der Schrittanzahl liegt in der jüngeren Altersgruppe bei 2039,2 Schritten während des stationären Aufenthaltes, in der älteren Gruppe bei 1869,3 Schritten. Es lässt sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Jüngeren und Älteren ermitteln ($p = 0,42$).

Auch in **Abb. 12** und **Abb. 13** zeigt sich keine Korrelation zwischen Anzahl der Schritte und Alter. Dies bestätigt auch das Bestimmtheitsmaß R^2, das bei den Hüft-Patienten bei 0,0085

und bei den Knie-Patienten bei 0,0002 liegt und somit bedeutet, dass die Anzahl der Schritte unabhängig vom Alter ist.

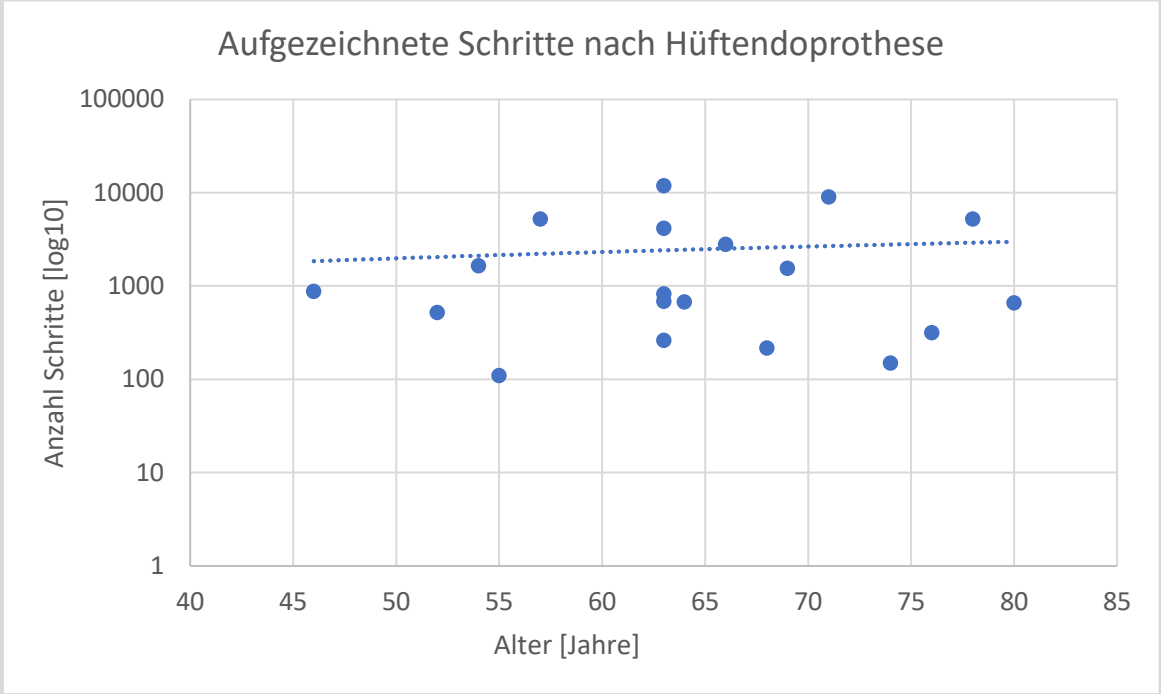


Abbildung 12: Darstellung der Anzahl der Schritte der Patienten (n = 19) nach endoprothetischem Hüftgelenkersatz im logarithmischen Maßstab gegen das Alter in Jahren aufgetragen. Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

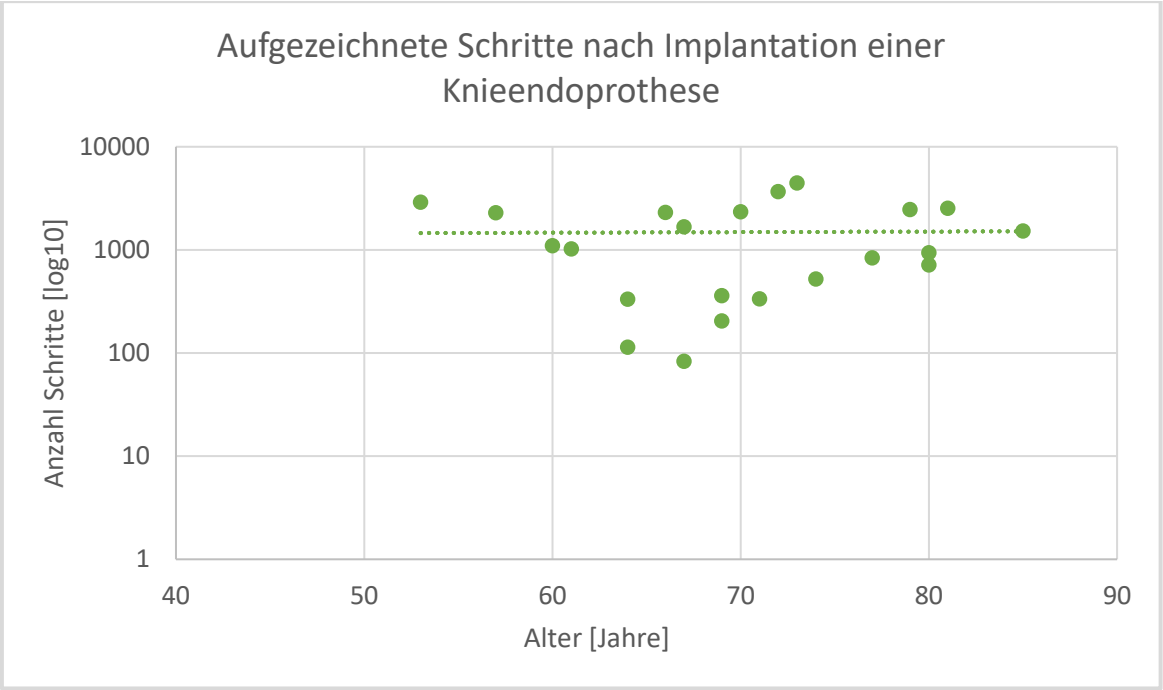


Abbildung 13: Darstellung der aufgezeichneten Anzahl der Schritte der Patienten nach erfolgtem endoprothetischem Kniegelenkersatz (n = 22) im logarithmischen Maßstab gegen das Alter in Jahren. Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

3.4 Gangbild in Abhängigkeit vom Patientenalter

Im Folgenden wird analysiert, inwiefern sich die Gangparameter von jüngeren und älteren Patienten unterscheiden und ob sich das Gangbild des jüngeren Patientenkollektivs schneller normalisiert als das der älteren Patienten.

Für die Beurteilung des Gangbildes wurden folgende Parameter herangezogen:

- Räumlich-zeitliche Parameter
- Belastung in Newton
- COP

Die mittlere Kadenz liegt in diesem Gesamtkollektiv bei 35,1 r/min (entspricht: 35,1 Schrittzyklen pro Minute). Die älteren Teilnehmer weisen mit 34,8 (± 4,75) r/min eine etwas geringere Kadenz auf als die jüngeren Patienten mit 35,4 (± 3,93) r/min.

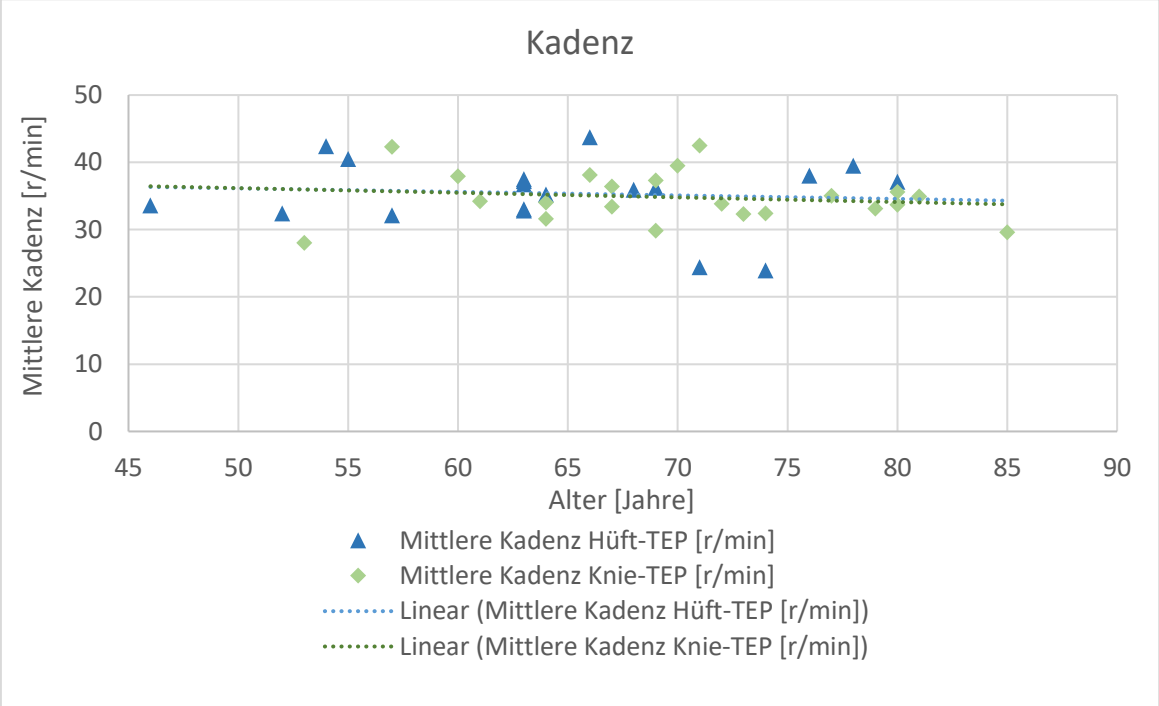


Abbildung 14: Darstellung der mittleren Kadenz in Schrittzyklen pro Minute [r/min] in Abhängigkeit vom Alter in Jahren. Zudem Aufteilung nach endoprothetischem Versorgungstyp, wobei TEP für Totalendoprothese steht. Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv (n = 41) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

Die beiden Bestimmtheitsmaße R^2 in **Abb. 14** sind nahe 0. Daraus muss geschlossen werden, dass die mittlere Kadenz unabhängig vom Alter ist. Dies trifft sowohl bei Knie- als auch bei Hüft-TEP Versorgung zu. Wie **Abb. 14** schon nahelegt, gibt es keinen signifikanten Unterschied der Kadenz bei jungen und alten Patienten (p = 0,35).

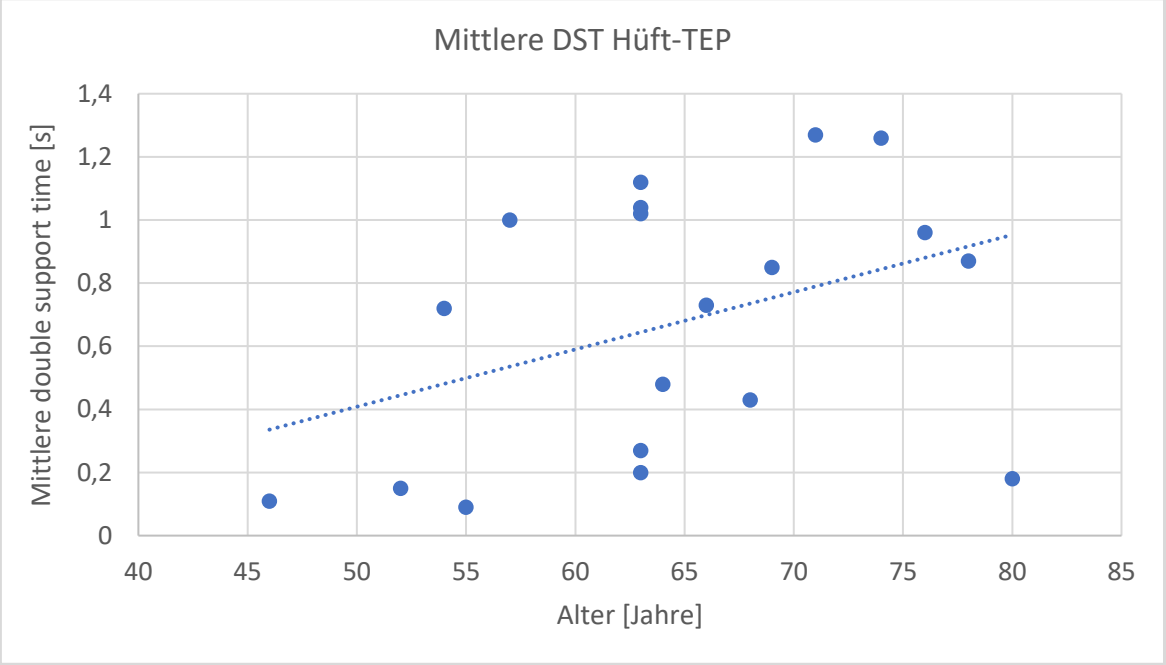


Abbildung 15: Darstellung der Dauer der mittleren Doppelstandzeit (DST) in Sekunden gegen das Alter in Jahren bei Patienten nach Hüft-Totalendoprothese (Hüft-TEP). Die Doppelstandzeit bezeichnet die Zeitpunkte während eines Gangzyklus, zu denen beide Füße Kontakt mit dem Boden haben. Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv (n = 19) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

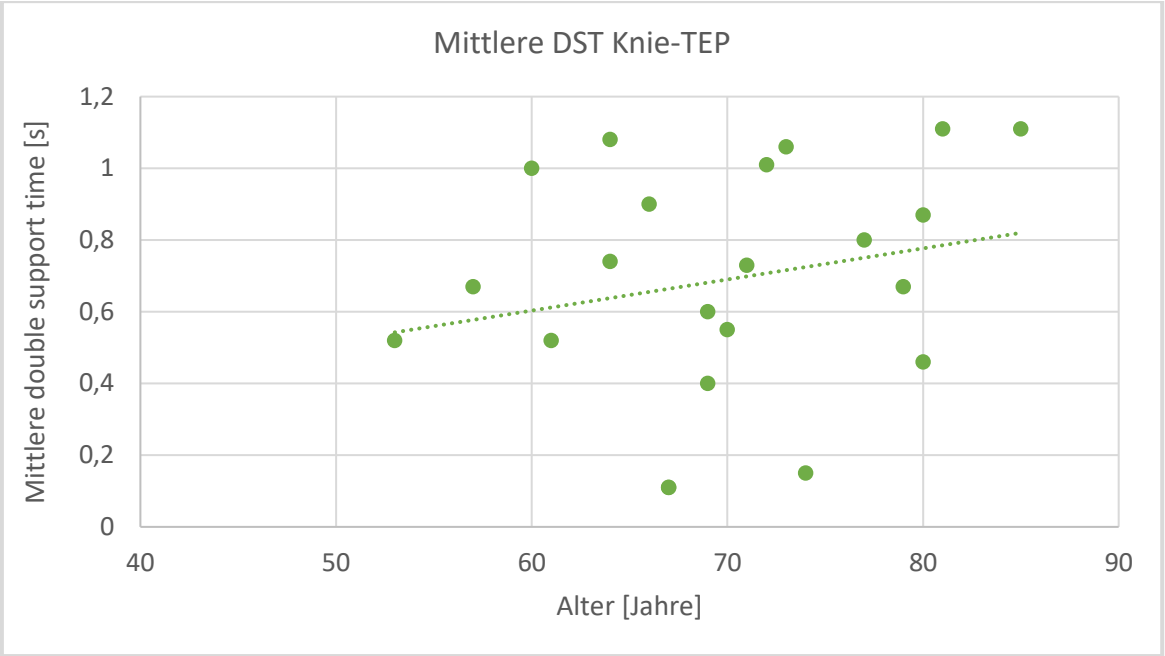


Abbildung 16: Darstellung der Dauer der mittleren Doppelstandzeit (DST) in Sekunden gegen das Alter in Jahren bei Patienten nach Knie-Totalendoprothese (Knie-TEP). Die Doppelstandzeit bezeichnet die Zeitpunkte während eines Gangzyklus, zu denen beide Füße Kontakt mit dem Boden haben. Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv (n = 22) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

Die Darstellungen in **Abb. 15** und **Abb. 16** lassen vermuten, dass je höher das Alter der Patienten ist, die Dauer der doppelt unterstützten Phase (double support time) tendenziell länger ist. Bei den unter 65 - Jährigen entfielen durchschnittlich 36,5 % (± 0,21) eines Gangzyklus auf die double support time, wohingegen bei den älteren Patienten 40,3 % (± 0,18) eines Gangzyklus doppelt unterstützt war. Ein Unterschied zwischen jüngeren und älteren Patienten kann aufgrund eines statistisch nicht signifikanten Ergebnisses im t-Test nicht bestätigt werden (p = 0,28).

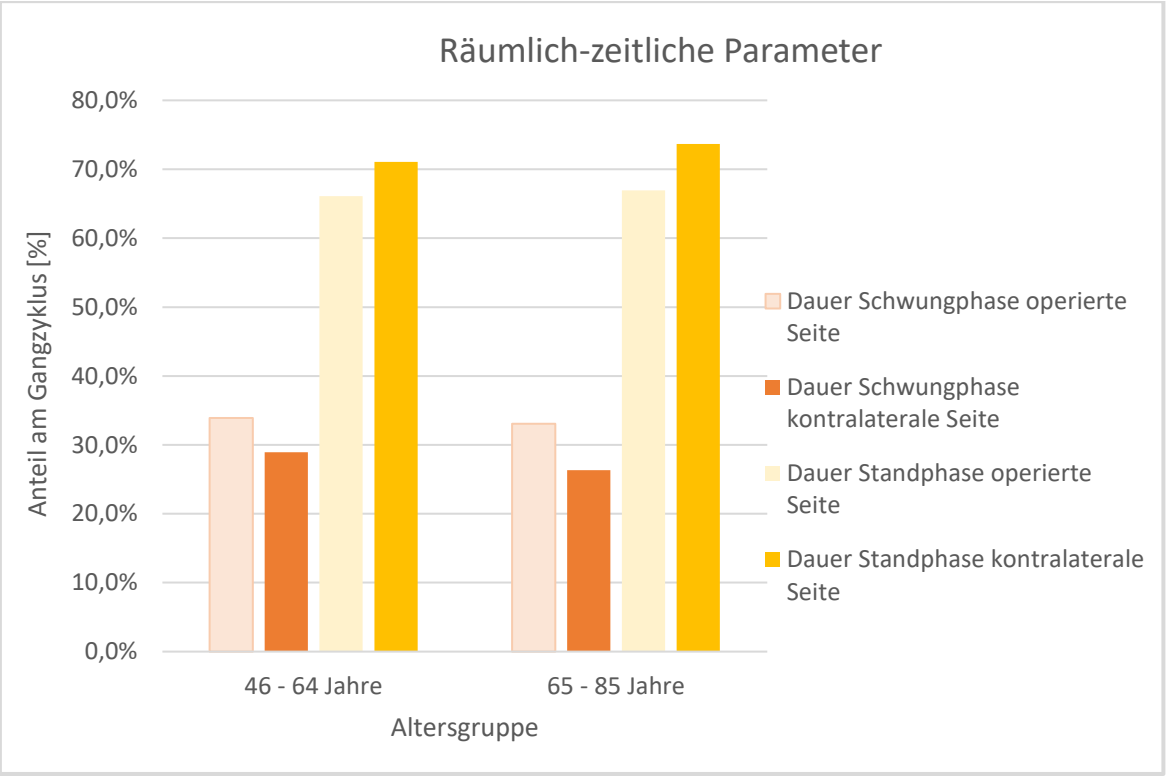


Abbildung 17: Darstellung der Gangphasen als prozentualer Anteil am Gangzyklus. Unterteilung nach operierter und kontralateraler Extremität, sowie nach Altersgruppen.
Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv (n = 41) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.
Für die Altersgruppe 65 – 85 Jahre ergibt sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Dauer der Schwungphase bzw. der Standphase zwischen operierter und kontralateraler Seite (p = 0,011).

In der Altersgruppe 65 - 85 Jahre findet sich ein statistisch signifikanter Unterschied im Paarvergleichstest sowohl bei Vergleich der Schwungdauern des operierten mit der Dauer des kontralateralen Beins (p = 0,011) als auch bei Vergleich der Standdauern des operierten mit jenen des kontralateralen Beins (p = 0,011). Das bedeutet, dass in der älteren Gruppe die Dauer der Schwungphase auf der operierten Seite im Vergleich mit der nicht-operierten signifikant länger war. Umgekehrt war in der gleichen Gruppe die Dauer der Standphase auf der operierten Seite signifikant kürzer als auf der nicht-operierten Seite. Zusammenfassend bedeutet das, dass die älteren Teilnehmer im Mittel eine verlängerte Schwungphase und eine verkürzte Standphase der operierten Extremität aufweisen.

In der jüngeren Teilnehmergruppe konnte bei einem p-Wert von 0,085 kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der operierten und der kontralateralen Extremität festgestellt werden. Die mittleren Dauern der einzelnen Gangphasen können, getrennt nach Altersgruppen, **Abb. 17** entnommen werden.

Hinsichtlich der Länge des COP (Center of pressure) kann ein Unterschied zwischen der jüngeren und der älteren Gruppe detektiert werden. So rollen die jüngeren Teilnehmer im Mittel auf ihrem operierten Bein mit 146,0 mm nicht so weit ab wie auf ihrem kontralateralen Bein (161,6 mm). Die Differenz beträgt 15,6 mm (normiert: 6,0 %). In der älteren Teilnehmergruppe betrug die Differenz im Mittel 23,1 mm (normiert: 8,9 %), allerdings stellte sich dieser Unterschied zwischen jüngeren und älteren Teilnehmern bezüglich der Länge des COP bei Überschreitung des Signifikanzniveaus als nicht statistisch signifikant heraus ($p = 0,32$).

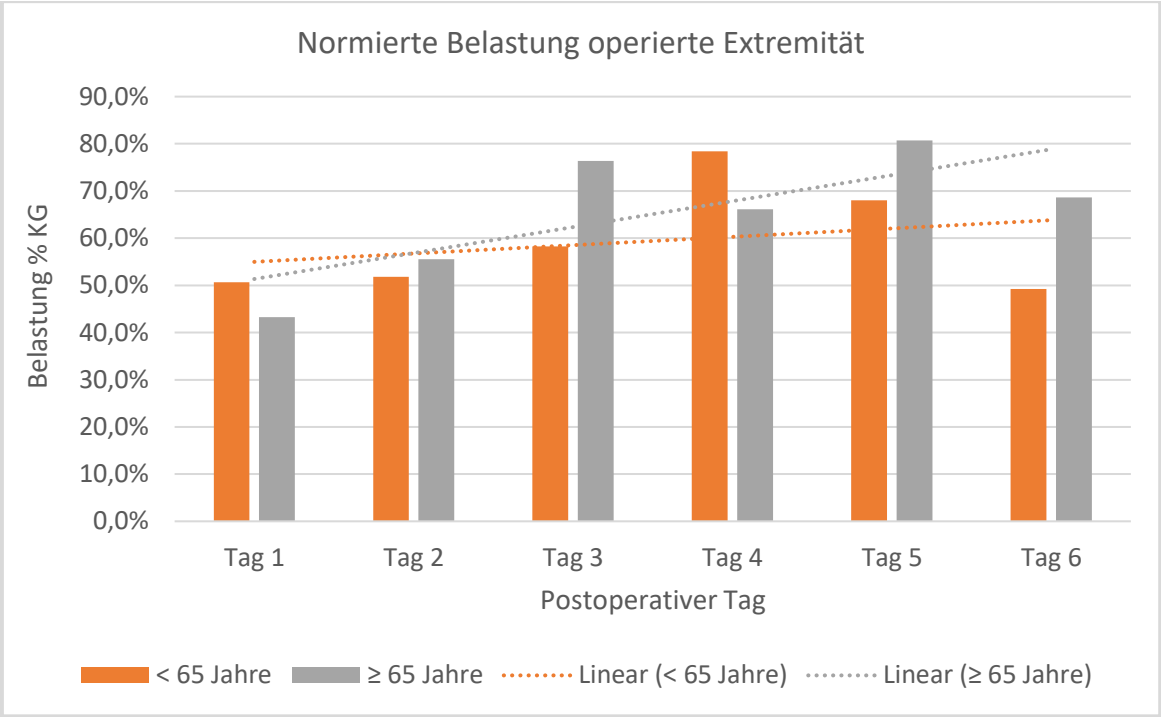


Abbildung 18: Darstellung der Belastung der operierten Extremität als prozentualer Anteil des Körpergewichts (KG) während des postoperativen stationären Aufenthalts separiert nach Altersgruppen. Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv (n = 41) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

Abb. 18 zeigt, dass es insbesondere in der Altersgruppe 65 - 85 Jahre einen mäßig starken Zusammenhang zwischen Belastung des operierten Beins und dem postoperativen Tag gibt. Das Bestimmtheitsmaß R^2 beläuft sich in der älteren Gruppe auf 0,55. Damit ist der Zusammenhang zwischen Belastung und Zeit in der älteren Gruppe größer als in der Altersgruppe 48 - 64 Jahre. Insgesamt belastet die jüngere Gruppe ihr operiertes Bein mit 61,97 % weniger als die ältere Gruppe mit 67,0 %. Dieser Unterschied ist allerdings statistisch nicht signifikant. Die jüngere Gruppe belastete das operierte Standbein (i. S. der Füßigkeit) weniger als die ältere Gruppe, wohingegen bei Betrachtung des operierten Spielbeins die jüngere Gruppe dieses Bein stärker belastet als die ältere Gruppe. Dieser Unterschied ist nach t-Test nicht signifikant ($p = 0,3$).

Während des stationären Aufenthalts erreichten vier Patienten der jüngeren Kohorte eine Vollbelastung, wohingegen es bei der älteren sechs Patienten waren. Der Zeitpunkt dieser Belastung unterscheidet sich bei den Altersgruppen nicht.

3.5 Auftreten belastungsabhängiger Komplikationen

Es traten im Beobachtungszeitraum keine gravierenden Komplikationen wie beispielsweise eine Luxation einer Hüft-TEP oder eine frühe Protheseninfektion auf. Eine periprothetische Fraktur oder eine Sinterung konnten nicht beobachtet werden. Bis auf einen Patienten konnten alle Teilnehmer termingerecht in die jeweilige Einrichtung für eine Anschlussheilbehandlung verlegt werden. Bei einem Patienten verzögerte sich die Verlegung aufgrund von nicht zufriedenstellend kontrollierbaren Schmerzen. Diese Verlängerung des stationären Aufenthaltes wurde nicht weiter erfasst.

Bei einem Patienten kam es postoperativ zu einer hypertensiven Entgleisung. Der Blutdruck war medikamentös beherrschbar. Bei einem anderen Patienten kam es im Rahmen des stationären Aufenthaltes zu einem Gichtanfall.

3.6 Auftreten geschlechtsabhängiger Unterschiede des postoperativen Gangbildes und Belastung

An der Studie nahmen 21 Frauen und 20 Männer teil. Das durchschnittliche Alter lag bei den Patientinnen bei 69,1 (± 9,73) Jahren, bei den Patienten bei 65,7 (± 8,06) Jahren. Der mittlere BMI lag bei den Frauen bei 26,7 (± 4,81) kg/m², bei den Männern hingegen bei 28,0 (± 3,16) kg/m². Die Kadenz lag bei den Männern bei 36,5 (± 3,64) r/min, bei den Frauen bei 33,7 (± 4,7) r/min. Das im Schmerztagebuch dokumentierte Schmerzempfinden liegt bei beiden Geschlechtern auf fast gleichem Niveau und entspricht mit einem Punktewert von 2,8 dem Schmerzniveau des Gesamtkollektivs.

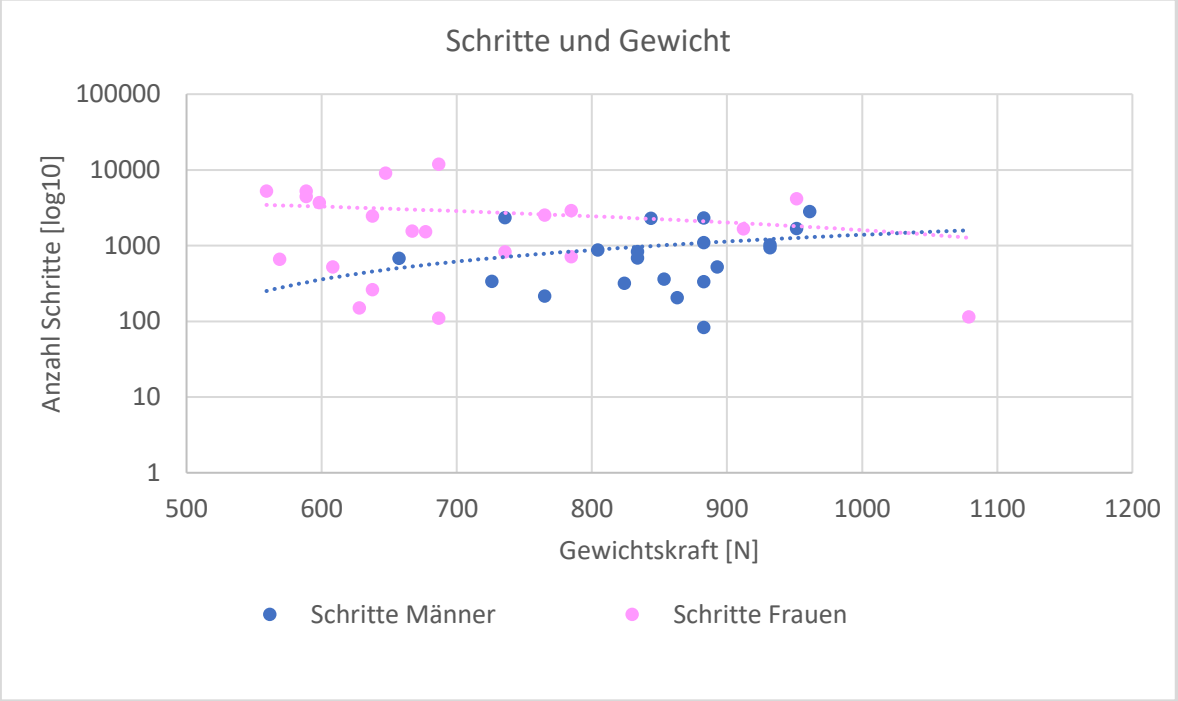


Abbildung 19: Darstellung der Anzahl an erfassten Gesamtschritten während des stationären Aufenthalts im logarithmischen Maßstab im Verhältnis zur Gewichtskraft in Newton (N) farblich nach Geschlecht getrennt. Männer in blau (n = 20), Frauen in rosa (n = 21). Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv (n = 41) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

Abb. 19 lässt erkennen, dass die meisten Teilnehmerinnen ein geringeres Gewicht im Vergleich zu den männlichen Teilnehmern aufweisen und dass die Frauen während des stationären Aufenthalts mehr Schritte zurücklegten als die Männer.

Im Mittel legten die Frauen 2839,1 Schritte zurück, wohingegen die Männer mit 995,5 Schritten deutlich weniger liefen (p = 0,007). Dass dieser Unterschied nicht durch einen einmaligen Ausreißer bedingt ist, beweist **Abb. 20.** In dieser Abbildung wird grafisch dargestellt, dass die Frauen bis auf Tag 6 an allen Tagen deutlich mehr Schritte zurücklegten als die männlichen Patienten. Die weiblichen Patienten beginnen mit ihrer Mobilisation, gemessen am Parameter Anzahl der Schritte, nicht nur auf einem etwas höheren Niveau als die Männer, auch die Zunahme der Aktivität ist in den ersten drei Tagen deutlicher.

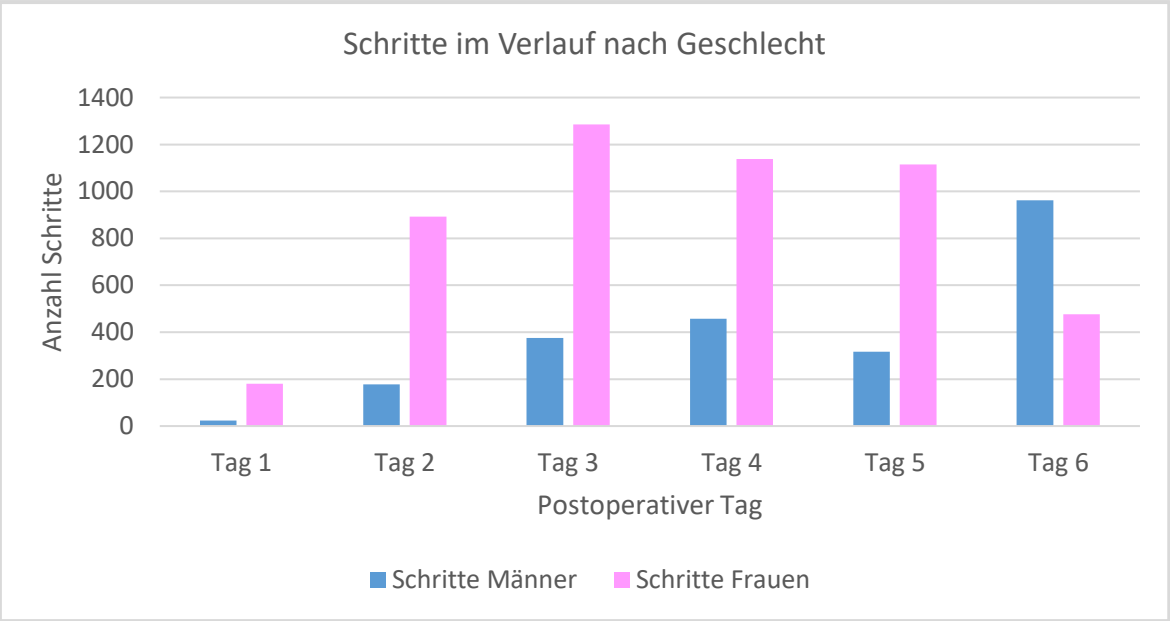


Abbildung 20: Darstellung der Anzahl der aufgezeichneten Schritte im zeitlichen Verlauf nach der Operation aufgeteilt nach Geschlecht. Männer in blau (n = 20), Frauen in rosa (n = 21). Signifikanter Unterschied bzgl. durchschnittlicher Schrittanzahl der beiden Geschlechter (p = 0,007). Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv (n = 41) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

Tabelle 3: Gait phase timing. Prozentuale Verteilung der Dauern einzelner Gangphasen der operierten und der kontralateralen Extremität aufgeschlüsselt nach Alter und Geschlecht. Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv (n = 41) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

Geschlecht und Patientenalter	**Dauer Schwung-phase operiertes Bein**	**Dauer Schwung-phase kontra-laterales Bein**	**Dauer Standphase operiertes Bein**	**Dauer Standphase kontralaterales Bein**
Männer gesamt	36,6 % (± 0,131)	29,8 % (± 0,105)[a]	63,4 % (± 0,131)	70,2 % (± 0,105)[a]
Männer < 65 Jahre	38,7 % (± 0,118)	31,4 % (± 0,119)	61,3 % (± 0,118)	68,6 % (± 0,119)
Männer ≥ 65 Jahre	36,3 % (± 0,113)	27,7 % (± 0,083)[a]	63,7 % (± 0,113)	72,1 % (± 0,093)[a]
Frauen gesamt	30,4 % (± 0,097)[a]	25,1 % (± 0,125)[a]	69,6 % (± 0,097)[a]	74,9 % (± 0,125)[a]
Frauen < 65 Jahre	31,0 % (± 0,118)	25,2 % (± 0,136)[a]	69,0 % (± 0,118)	74,8 % (± 0,136)[a]
Frauen ≥ 65 Jahre	29,9 % (± 0,082)[a]	25,0 % (± 0,122)[a]	70,1 % (± 0,082)[a]	75,0 % (± 0,122)[a]

[a] bezeichnet eine signifikante Abweichung ($p \leq 0,05$) von in der Literatur angegebenen Normwerten (60 % Standphasendauer bzw. 40 % Schwungphasendauer)

Es konnte ein signifikanter Unterschied bezüglich der Dauer der Schwung- bzw. Standphase auf der operierten Seite zwischen Männern und Frauen festgestellt werden ($p = 0,046$). So beträgt die Dauer der Schwungphase bzw. die Standphase auf der operierten Seite bei Männern in dieser Stichprobe 0,6 s bzw. 1,037 s (36,6 % bzw. 63,4 % eines Gangzyklus), wohingegen sich bei den Frauen die Dauer der Schwungphase auf 0,496 s (30,4 %) bzw. die Dauer der Standphase auf 1,26 s (69,6 % eines Gangzyklus) beläuft. Auf der kontralateralen Seite konnte ein Unterschied dieser Größenordnung zwischen den beiden Geschlechtern nicht festgestellt werden.

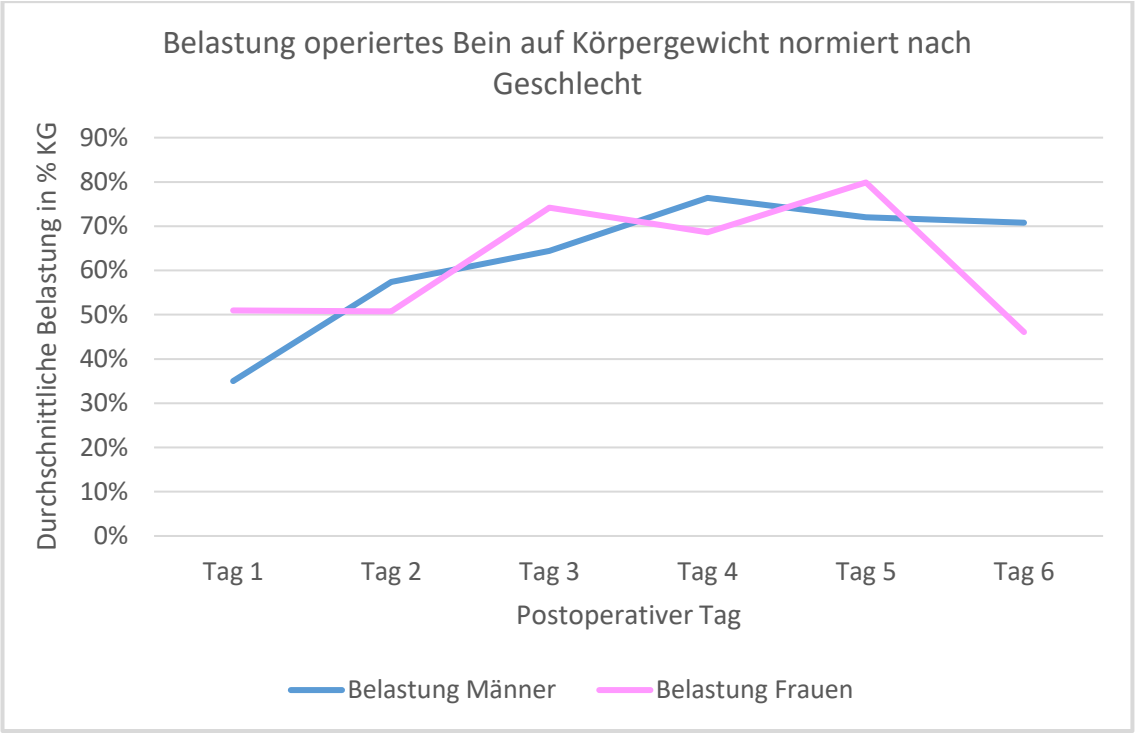


Abbildung 21: Darstellung der Belastung der operierten Extremität im postoperativen Verlauf getrennt nach Geschlecht. Die Belastung ist als prozentualer Anteil des Körpergewichts (KG) angegeben. Signifikante Mehrbelastung der operierten Extremität bei den Frauen (in rosa) im Vergleich zu den Männern (in blau) ($p = 0,029$). Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv ($n = 41$) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

Generell belasteten die Frauen ihr operiertes Bein signifikant ($p = 0,029$) mehr als die Männer. So traten die Frauen durchschnittlich mit 60,6 % ihres Körpergewichts auf ihr operiertes Bein auf, die Männer hingegen nur mit 43,8 % ihres Körpergewichts.

Vergleicht man die relative Belastung eines operierten Standbeins zwischen den beiden Geschlechtern, erhält man einen signifikanten Unterschied ($p = 0,029$). Die weiblichen Patienten traten – normiert auf das Körpergewicht - stärker auf ihr operiertes Standbein auf als die männlichen Patienten (weiblich vs. männlich: 63,6 % vs. 41,6 %). Beim Vergleich der operierten Schwungbeine konnte allerdings kein signifikanter Unterschied festgestellt werden (weiblich vs. männlich: 52,8 % vs. 55,8 %). Im Verlauf verzeichnen die weiblichen Teilnehmer nur einen leichten Anstieg der Belastung während der ersten postoperativen

Woche, wohingegen bei den Männern die Belastung auf das operierte Bein im Verlauf deutlicher zunimmt (**Abb. 21**).

Insgesamt konnte postoperativ bei sechs Männern und vier Frauen eine Vollbelastung nachgewiesen werden. Hinsichtlich des Zeitpunktes der ersten Durchschnittsbelastung von mehr als 90 % unterscheiden sich die Geschlechter nicht.

Hinsichtlich des COP lässt sich bei geschlechterspezifischer Differenzierung Folgendes feststellen: Die Differenz zwischen den Abrolllängen der nicht-operierten Seite und der operierten Seite ist bei den Männern mit 11,6 % deutlich größer als bei den Frauen, bei denen die auf die Einlagengröße normierte Abrolllängendifferenz 3,9 % beträgt. Die geschlechterspezifische Differenz ist statistisch allerdings nicht signifikant.

Nachdem Frauen in der Regel kleinere Schuhgrößen als Männer haben, wird hier auf die Angabe der absoluten Abrolllängen verzichtet, weil diese nicht sinnvoll vergleichbar wären.

3.7 Gegenüberstellung Knie-TEP und Hüft-TEP

Im Mittel waren die Patienten der Knie-TEP Gruppe mit durchschnittlich 69,9 Jahren älter als die Patienten in der Hüft-TEP-Gruppe mit 64,5 Jahren. Der BMI der Hüft-Patienten liegt mit durchschnittlich 26,3 (± 3,52) kg/m² unter dem Mittelwert der Knie-Patienten, der bei 28,3 (± 4,39) kg/m² lag.

Die am Knie operierten Patienten legten im Mittel 1486,7 (± 1230,53) Schritte zurück, während bei den Hüft-Patienten im Mittel 2464,4 (± 3294,28) Schritte gezählt wurden (p = 0,12). Eine detailliertere Darstellung des Aktivitätsverhaltens während des stationären Aufenthaltes kann **Abb. 22** entnommen werden.

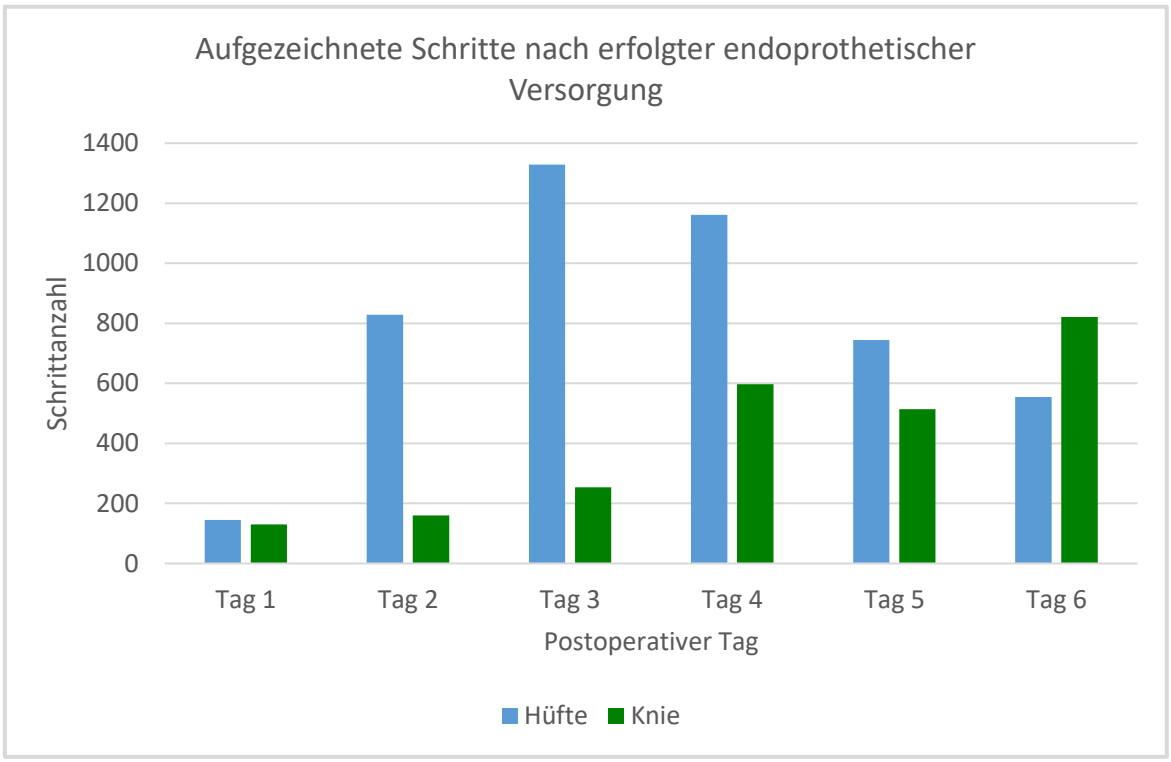


Abbildung 22: Darstellung der erfassten Schrittanzahl im zeitlichen Verlauf des postoperativen stationären Aufenthaltes aufgeteilt nach endoprothetischem Versorgungstyp im betrachteten Patientenkollektiv (n = 41) an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Zeitraum 2019 bis 2020, eigene Erhebung.

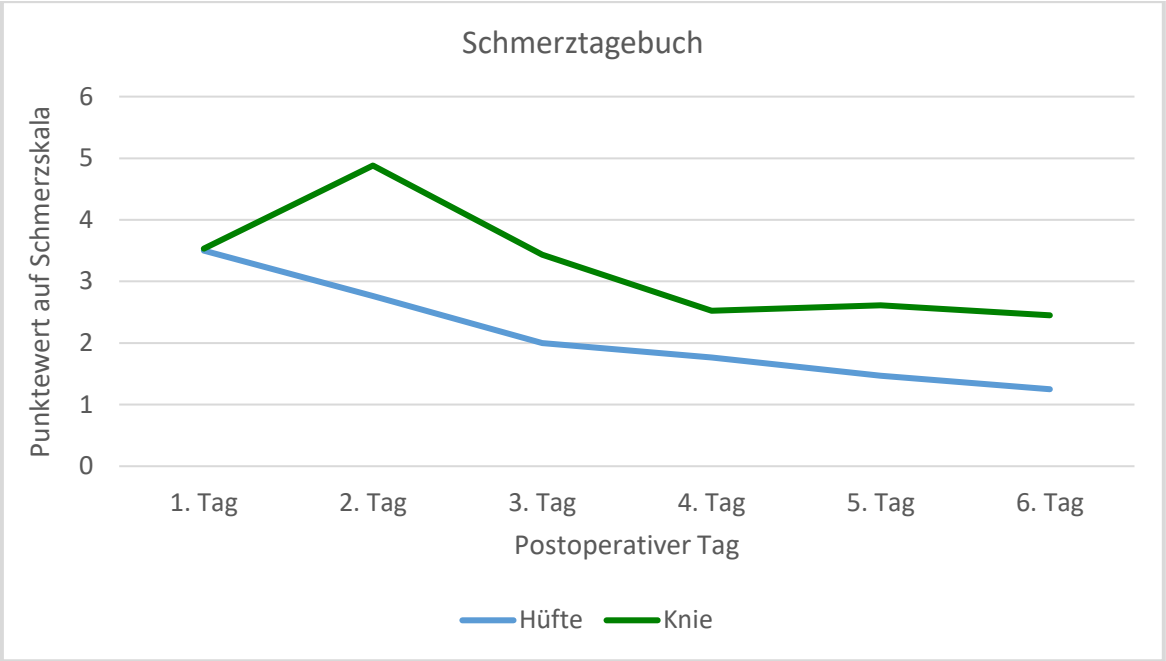


Abbildung 23: Darstellung des dokumentierten Schmerzniveaus nach endoprothetischem Versorgungstyp (n = 39). Signifikant höheres durchschnittliches Schmerzniveau bei totalendoprothetischer Versorgung des Knies als der Hüfte (p = 0,03). Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

Die Auswertung der Schmerztagebücher ergab eine kontinuierliche Abnahme des Schmerzniveaus in Ruhe während der ersten sechs postoperativen Tage. Wie **Abb. 23** entnommen werden kann, geben Patienten, die am Knie operiert worden waren, ein deutlich höheres Maß an Schmerzen an; durchschnittlich einen Punktewert von 3,4 (± 1,62) im Vergleich zu den 2,2 (± 2,09) Punkten der Hüft-TEP Patienten. Dieses Ergebnis weist eine statistische Signifikanz auf (p = 0,03).

Im Vergleich zwischen Hüft- und Knie-TEP konnte hinsichtlich der auf das Körpergewicht normierten Belastungen kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die Hüft-Patienten belasteten ihr operiertes Bein im Mittel mit 49,7 % ihres Körpergewichts, die Knie- Patienten hingegen traten im Mittel mit 55,96 % ihres Körpergewichts auf.

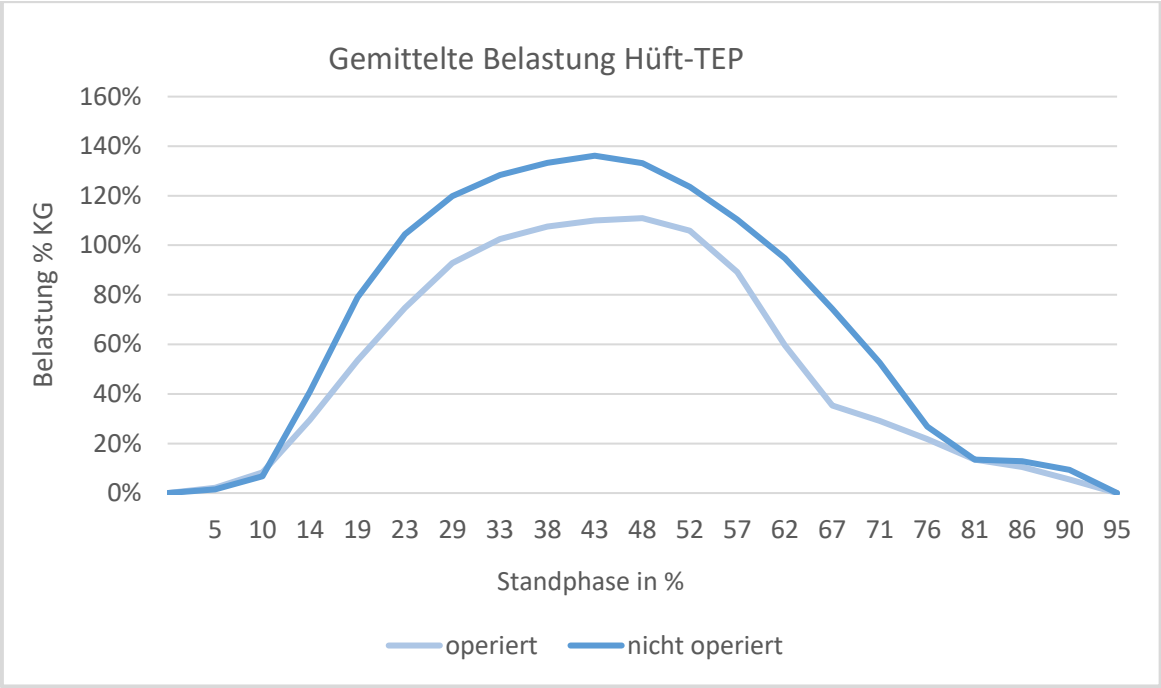


Abbildung 24: Darstellung der auf das Körpergewicht (KG) normierten Belastung während der Standphase als prozentualer Anteil des Gangzyklus bei Patientinnen nach endoprothetischem Ersatz des Hüftgelenks (Hüft-TEP) (n = 7). Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

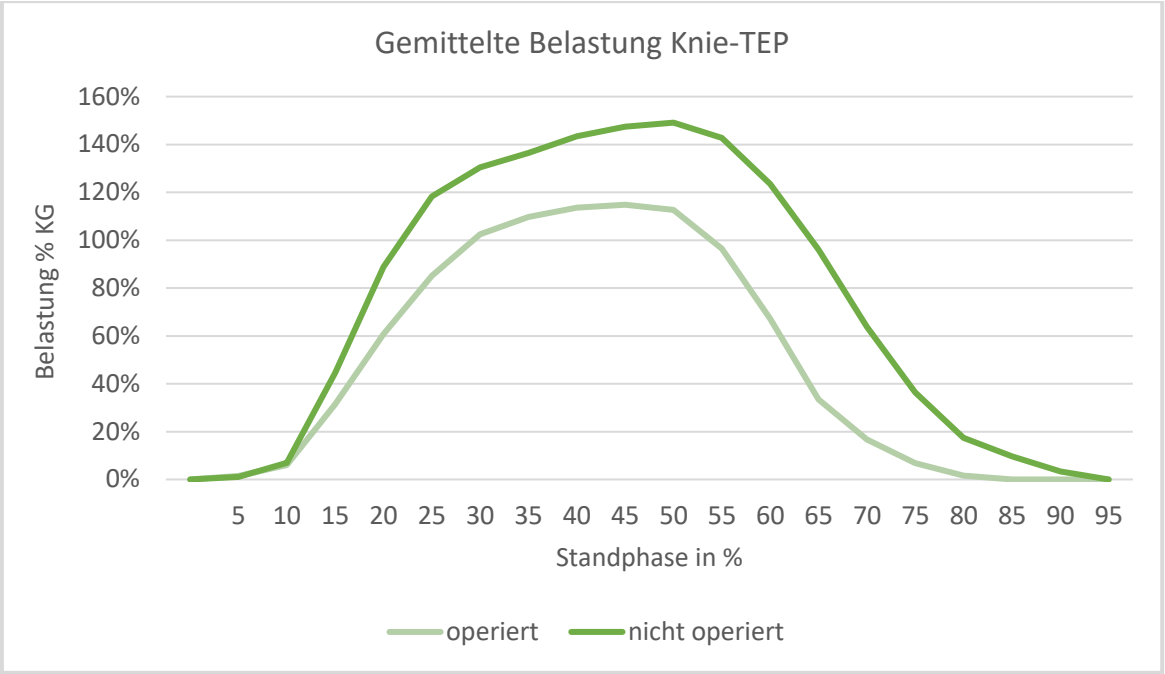


Abbildung 25: Darstellung der auf das Körpergewicht (KG) normierten Belastung während der Standphase als prozentualer Anteil des Gangzyklus bei Patientinnen nach endoprothetischer Versorgung des Kniegelenks (Knie-TEP) (n = 6). Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.

In **Abb. 24** und **Abb. 25** werden die gemittelten Belastungen nach operierter und nicht-operierter Extremität je nach endoprothetischer Versorgung dargestellt. Einschränkend muss hier erwähnt werden, dass es technisch bedingt nicht möglich war die Belastungskurven aus den Daten des Modells Insole2 zu erheben. Das dazu erforderliche Modell Insole3 stand nur in so kleiner Schuhgröße zur Verfügung, dass es nur bei weiblichen Patienten passte. Die dargestellten Kurven sind gemittelt aus den zur Verfügung stehenden Daten jeweils genormt auf das relative Körpergewicht um eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten.

Es ist erkennbar, dass das operierte Bein jeweils weniger belastet wird. Sowohl bei Hüft- als auch bei Knie-TEP unterscheidet sich der Zeitpunkt des 1. bzw. des 2. Belastungspeaks zwischen der operierten und der nicht operierten Extremität signifikant. Während auf der operierten Seite der 1. und 2. Peak in der Hüft-TEP Gruppe bei 53,4 % und 69 % des

Gangzyklus liegt, sind in der Knie-TEP Gruppe der 1. und 2. Peak bei 54 % und 68 % des Gangzyklus zu finden. Im Vergleich dazu sind die Belastungspeaks auf der nicht-operierten Seite signifikant früher zu finden ($p = 0{,}006$ für den 1. Peak und $p = 0{,}023$ für den 2. Peak). Bei beiden Gruppen ist auf der nicht operierten Seite der 1. Peak bei 46% und der 2. Peak bei 62 % zu finden.

Eine Belastung von mehr als 90 % des Körpergewichts und damit eine Vollbelastung konnte sowohl bei fünf Knie-TEP-Patienten, als auch bei fünf Hüft-TEP-Patienten während des stationären Aufenthalts ermittelt werden. Die Zeitpunkte der ersten Vollbelastung unterscheiden sich bei den beiden Gruppen nicht.

Hinsichtlich der Länge des COP ergibt sich, dass bei den Hüft-Patienten die COP-Länge auf der operierten Seite im Mittel 150,5 mm beträgt und somit nur ca. 3 mm kürzer als die Abrolllänge auf der Seite des nicht-operierten Beins ist. Genormt auf die jeweilige Einlagengröße beträgt die Differenz der Abrolllänge im Mittel 1,3 %.

Ein deutlicherer Unterschied kann bei den Knie-Patienten detektiert werden. Bei diesen beträgt die Länge des COP auf der operierten Seite durchschnittlich 126,7 mm, was normiert auf die Schuhgröße einer Abrolllänge von 48,2 % entspricht. Im Vergleich dazu wird in diesem Kollektiv auf dem kontralateralen Bein mit 161,5 mm (normiert: 61,4 %) deutlich länger abgerollt. Die Differenz entspricht 34,7 mm (normiert: 13,2 %). Im Test der Differenzen auf Signifikanz zeigte sich mit $p = 0{,}027$ ein signifikantes Ergebnis.

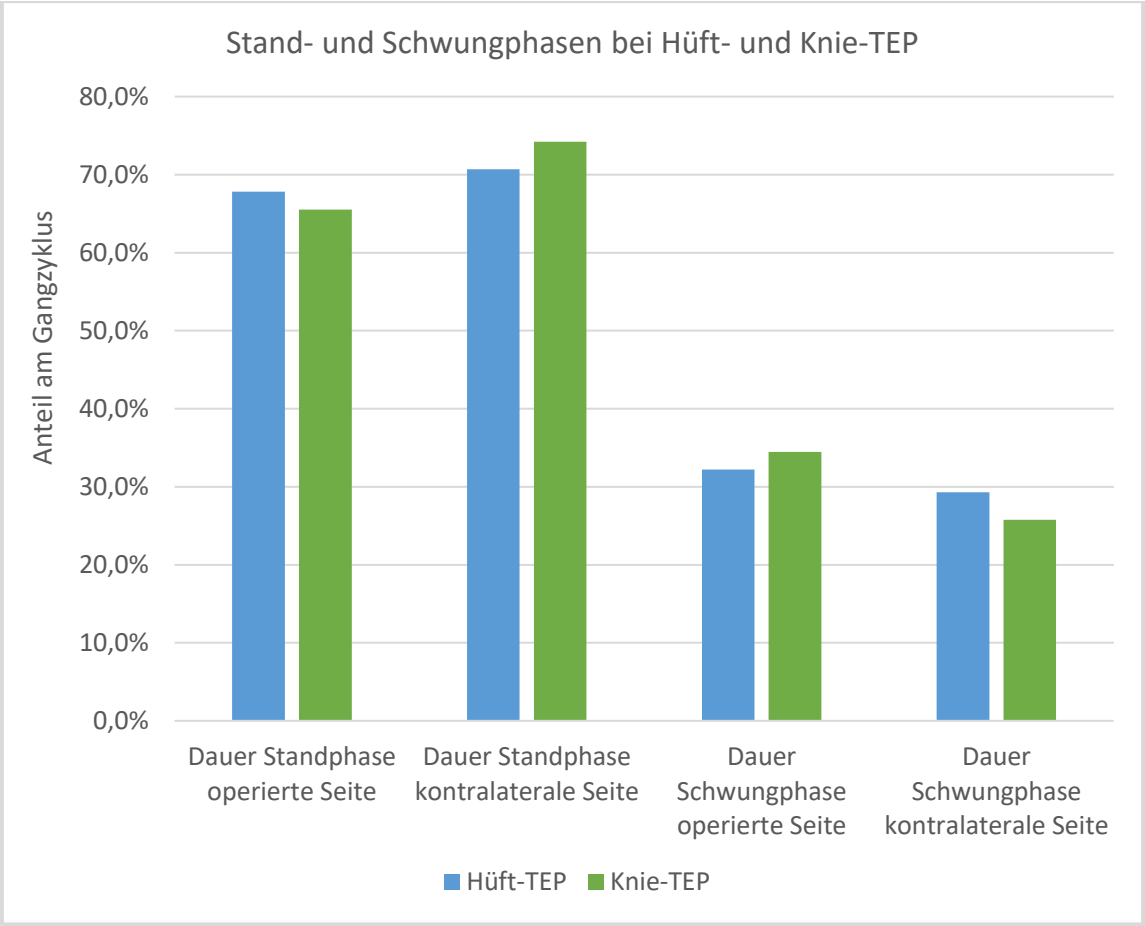


Abbildung 26: Darstellung der jeweiligen Standbein- und Schwungbeinphasen während eines Gangzyklus nach endoprothetischem Versorgungstyp (TEP). Eigene Erhebung im betrachteten Patientenkollektiv an der Klinik für Orthopädie der Universitäts- und Rehabilitationskliniken Ulm im Erhebungszeitraum 2019 bis 2020.
Es ergibt sich ein signifikanter Unterschied innerhalb der Knie-TEP-Gruppe zwischen Standphasendauern bzw. Schwungphasendauern der operierten und kontralateralen Seite ($p = 0{,}0055$).

In **Abb. 26** kann man erkennen, dass die Standphasen auf der operierten Seite kürzer sind als die Standphasen auf der kontralateralen Seite. Es ergibt sich nur für die Knie-TEP Gruppe ein statistisch signifikanter Unterschied ($p = 0{,}0055$) zwischen den Standphasen auf der operierten (65,5 %) und der auf der nicht operierten Seite (74,2 %), sowie zwischen den Schwungphasen der operierten (34,5 %) und der kontralateralen Seite (25,8 %). In der Hüft-TEP Gruppe beträgt die Standphase auf der operierten Seite 67,8 % und auf der

kontralateralen Seite 70,7 %. Dieser Unterschied ist allerdings statistisch nicht signifikant ($p = 0,25$).

Ebenso wenig signifikant ist der Unterschied zwischen den Schwungphasen auf der operierten (32,2 %) und kontralateralen Seite (29,3 %) bei den Hüft-TEP-Patienten. Dies spiegelt sich auch in der Betrachtung des Symmetrieindex wider: Während der SI der Standphase bei den Knie-TEP -11,7 % beträgt, liegt der SI bei den Hüft-TEP bei -4,1 %. Somit ist die Standphase auf der nicht-operierten Seite länger als auf der operierten, wohingegen bei der Hüft-TEP eine weniger stark ausgeprägte Asymmetrie vorliegt. Die Symmetrieindizes der Schwungphase liegen im Durchschnitt bei Knie-TEP bei 9,9 % bzw. bei Hüft-TEP bei 33,8 %.

Die mittlere DST beträgt bei den Hüft-TEPs 37,5 % (± 0,21), bei den Knie-TEP ist sie mit 39,7 % (± 0,18) länger.

4. Diskussion

4.1 Allgemeines

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, das Gangverhalten in den ersten Tagen unmittelbar nach erfolgtem endoprothetischem Hüft- bzw. Kniegelenksersatz hinsichtlich unterschiedlicher Aspekte zu beleuchten. Diese Untersuchung schließt nicht nur Aspekte ein, die das operierte Gelenk betreffen, sondern analysiert auch welche Unterschiede sich in Bezug auf Geschlecht und Alter ergeben und welche Konsequenzen daraus für die postoperative Nachbehandlung gezogen werden könnten.

Im Rahmen der Literaturrecherche gestaltete es sich schwierig, Vergleichswerte für den unmittelbar postoperativen Zeitraum nach erfolgtem endoprothetischem Gelenkersatz zu ermitteln. Die meisten Autoren führten ihre postoperativen Nachuntersuchungen frühestens sechs Wochen oder drei Monate nach der Operation durch. Dennoch werden jene Werte für den Vergleich mit den in dieser Studie ermittelten Werten herangezogen. Somit besteht zwar nur eine bedingte Vergleichbarkeit des Gangbildes aus der Literatur zum unmittelbar postoperativen Zeitpunkt, allerdings können Rückschlüsse auf vorhandene Veränderungen im weiteren Zeitverlauf gezogen werden. Außerdem ermöglicht eine Datenerhebung unmittelbar nach der Implantation einen Einblick in die Frührehabilitation.

Etwas problematisch beim Vergleich dieser Werte mit den im Rahmen dieser Studie ermittelten Ergebnissen ist, dass die in dieser Arbeit untersuchten Probanden allesamt auf die Benutzung von UAG angewiesen waren. In den zum Vergleich herangezogenen Literaturquellen wurde entweder auf die Benutzung von UAG verzichtet (vorausgesetzt es handelte sich um nicht unmittelbar postoperative Untersuchungen) oder die Verwendung solcher wurde nicht explizit erwähnt.

Li et al. [30] untersuchten in ihrer Studie zwölf gesunde Studierende hinsichtlich der Unterschiede bezüglich GRF (ground reaction force) und räumlich-zeitlichen Parametern beim Dreipunktegang mit Gehhilfen. Im Gegensatz zu dieser Arbeit, in der UAG zum Einsatz kamen, verwendeten Li et al. in ihrer Studie Achselgehstützen. Sie ermittelten für die betroffene Seite eine kürzere Standphase und eine längere Schwungphase sowie eine verminderte GRF auf der betroffenen Seite im Vergleich zur nicht-betroffenen Seite. Diese

Veränderung führen die Autoren auf eine Verschiebung des Körperschwerpunkts auf die „nicht-operierte“ Seite zurück. Der Umstand, dass die Verwendung von UAG Einfluss auf die betrachteten Parameter hat, muss bei der Interpretation und dem Vergleich der in dieser Arbeit ermittelten Werte mit Werten aus der Literatur berücksichtigt werden.

Wie in anderen Studien [1, 6, 61, 63] lag auch in dieser Arbeit der BMI der Knie-Gruppe über 25 kg/m² und damit über dem BMI der Hüft-Gruppe. Dies ist passend zu der allgemeinen Erkenntnis, dass insbesondere bei der Entstehung einer Gonarthrose, das Übergewicht eine entscheidende Rolle spielt [52].

4.2 Schmerzniveau

Die jüngeren Teilnehmer gaben generell etwas mehr Schmerzen an als die älteren, was sich mit den Erkenntnissen von Hernández et al. [24] deckt, nach deren vorliegenden Befunden ältere Patienten ein geringeres Schmerzempfinden haben als die jüngeren.

Des Weiteren konnten keine geschlechtsspezifischen Unterschiede bezüglich der Schmerzangaben in dieser Arbeit ermittelt werden.
Das höchste Schmerzniveau mit 3,9 (± 1,56) Punkten auf der Schmerzskala gaben die Patienten der Altersgruppe 46 – 64 Jahre an, die mit einer Knie-TEP versorgt wurden. Die geringsten Schmerzen hingegen gaben die Hüft-TEP Patienten der Altersgruppe 65 – 85 Jahre an. In dieser Gruppe lag das durchschnittliche Schmerzniveau bei einem Punktewert von 1,85 (± 2,62). Unabhängig vom Alter gaben die Knie-Patienten im Mittel mehr Schmerzen in Ruhe an als die Hüft-Patienten. Ein höheres Schmerzlevel nach Knie-TEP fanden unter anderem auch Thomas et al. [58] sowie Wylde et al. [62]. Die Autoren ermittelten eine kontinuierliche Abnahme des Schmerzniveaus während der ersten postoperativen Tage, wie es auch in dieser Arbeit der Fall war.

Grundsätzlich kann man im Hinblick auf die im Durchschnitt geringen Punktwerte von 2,8 auf der Schmerzskala von einem insgesamt guten postoperativen Schmerzmanagement bei diesem Kollektiv sprechen, da eine 10 die stärkst-möglichen Schmerzen darstellt.

4.3 Postoperative Mobilität

Postoperativ erfolgte die Erstmobilisation bei den Patienten der Altersgruppe über 65 Jahre tendenziell zu einem etwas früheren Zeitpunkt im Vergleich zur jüngeren Gruppe. Der Unterschied zwischen den Altersgruppen zeigte sich in der statistischen Auswertung als lediglich minimal und kann folglich als vernachlässigbar angesehen werden. Wahrscheinlicher ist, dass der Zeitpunkt der ersten postoperativen Mobilisation weniger vom Alter, sondern vielmehr mit dem Zeitpunkt des Operationsendes zusammenhängt. Einfluss auf den Zeitpunkt der ersten Mobilisation hatten weitere Faktoren, wie etwa die Verfügbarkeit von Physiotherapeuten, die individuelle Verträglichkeit der Narkose sowie die postoperative Kreislaufstabilität.

In der Literatur konnten keine Vergleichswerte für die Aktivität der Patienten in der unmittelbar postoperativen Phase gefunden werden, da dies in der Vergangenheit noch nie Gegenstand einer publizierten Untersuchung für die erste postoperative Woche war.

Da sich das Schmerzniveau beider Geschlechter auf einem ähnlichen Level befindet, kann daraus keine Begründung für die deutlich höhere Schrittanzahl der Patientinnen während des stationären Aufenthaltes abgeleitet werden.
Aus dem Verlauf der aufgezeichneten Schrittanzahl (**Abb. 20**) während des gesamten stationären Aufenthaltes lässt sich außerdem ableiten, dass die Frauen zu einem früheren Zeitpunkt nach der Operation aktiv waren, sowie eine raschere Steigerung bezüglich der zurückgelegten Schritte aufwiesen im Vergleich zu den Männern.
In der statistischen Auswertung ließ sich keine Korrelation zwischen Anzahl der Schritte und dem kalendarischen Alter feststellen, weder bei den Hüft-TEP-, noch bei den Knie-TEP-Patienten.

Obwohl die Gruppe der Hüft-TEP Patienten mit 2464,4 (± 3294,28) Schritten deutlich mehr Schritte zurücklegte als die Gruppe der Knie-TEP Patienten mit 1486,7 (± 1230,53), zeigte sich dieser Unterschied in der statistischen Auswertung als nicht signifikant. Diese Zahlen spiegeln allerdings nicht die tatsächliche Bewegung der operierten Extremität während des stationären Aufenthaltes wider, da die Knie-TEP-Patienten postoperativ mehrmals täglich

mittels einer Motorschiene bewegt werden, in der eine passive Flexion und Extension des Kniegelenks durchgeführt wird. Diese Bewegungen wurden nicht miterfasst.

4.4 Gangbild

Der Gang ist auch beim gesunden Menschen individuell. Selbst bei nicht voroperierten und beschwerdefreien Personen findet sich eine hohe Variabilität bezüglich des Gangbildes. Dies begründet die Herausforderung, zwischen pathologischen und normalen Gangbildern zu unterscheiden.

4.4.1 Räumlich-zeitliche Parameter

4.4.1.1 Kadenz

Oh-Park et al. [43] unterschieden in ihrer Veröffentlichung zwischen einem „conventional normal (CN)“ (n = 824) und einem „robust normal (RN)“ (n = 304) Stichprobenkollektiv. In die CN Gruppe wurden alle Teilnehmer eingeschlossen, die keine Demenz oder körperliche Behinderung aufwiesen. In der RN-Gruppe wurden nur jene eingeschlossen, denen weder zum Zeitpunkt der Erfassung noch ein Jahr später eine das Gangbild beeinflussende Krankheit diagnostiziert worden war. Außerdem wurde jede der Gruppen noch in Altersgruppen und nach Geschlecht aufgeteilt. Für den Vergleich mit dem in der vorliegenden Studie vorhandenen Kollektiv wird zunächst nur das CN Studienkollektiv betrachtet, da dieses Kollektiv eher dem in dieser Studie untersuchten Kollektiv entspricht. Das Durchschnittsalter der CN-Gruppe liegt mit 80,1 Jahren zwar über dem der Studiengruppe, wird aber mangels exakt passender Alternativen herangezogen.

Hinsichtlich der Altersgruppen unterscheiden sich die in dieser Arbeit ermittelten Kadenzen deutlich von den in der Literatur angegebenen Werten. Die älteren Teilnehmer wiesen mit 34,8 r/min eine etwas geringere Kadenz auf als die Patienten unter 65 Jahren mit 35,4 r/min. Bei Vergleich mit der Literatur muss beachtet werden, dass die Kadenz in dieser Arbeit die Einheit „Schrittzyklen pro Minute“ trägt, wohingegen in der Literatur häufig die Einheit „Schritte pro Minute“ verwendet wird. Die Umrechnung erfolgt durch Multiplikation der in dieser Arbeit ermittelten Kadenzen mit der Zahl 2, da ein Schrittzyklus, wie in Kapitel 2 beschrieben, aus zwei Schritten besteht.

In der Literatur wird für einen gesunden Erwachsenen eine Kadenz von 100 - 130 Schritten pro Minute angegeben [29]. Zu beachten bei diesen Werten ist, dass die Probanden, anhand deren Gangzyklen diese Kadenzangaben ermittelt wurden, sicherlich ein geringeres

Durchschnittsalter aufwiesen. Daher wäre es sinnvoller, die ermittelten Kadenzen mit einem Kollektiv mit ähnlichem Durchschnittsalter zu vergleichen. Oh-Park et al. [43] ermittelten bei ihrem „conventional“ Kollektiv eine Kadenz von 101,2 (± 12,2) Schritten pro Minute. Auch diese Angabe liegt deutlich über den in dieser Studie ermittelten Angaben. Ursächlich dafür könnte neben den postoperativen Schmerzen auch die Koordination der Bewegungsabläufe mit den UAG sein, die neu erlernt werden müssen.

Abweichungen hinsichtlich der Kadenz ergeben sich aber auch bei Unterscheidung nach Geschlecht. Die Kadenz lag in dieser Analyse bei den Männern bei 36,5 (± 3,64) r/min, bei den Frauen bei 33,7 (± 4,7) r/min. Sowohl Oh-Park et al. [43] als auch Hollman et al. [26] ermittelten bei ihren weiblichen Probanden eine höhere Kadenz als bei den männlichen. Hinzu kommt, dass Personen geringerer Körpergröße generell eine höhere Kadenz aufweisen [21]. Hollman et al. [26] gaben in ihrer Veröffentlichung für ihre weiblichen Probanden eine Körpergröße von 160 (± 6) cm, für ihre männlichen Probanden eine durchschnittliche Körpergröße von 175 (± 6) cm an. Diese Körpermaße entsprechen in etwa denen des Studienkollektivs dieser Arbeit – die Frauen waren hier im Durchschnitt 3 cm größer. Möglicherweise beeinflusst also ein endoprothetischer Ersatz die postoperative Kadenz bei Frauen mehr als bei Männern.

4.4.1.2 Schwung- und Standphase

In der Altersgruppe 65 - 85 Jahre fand sich ein statistisch signifikanter Unterschied im Paarvergleichstest sowohl bei Vergleich der Schwungphasendauern des operierten mit der Dauer des kontralateralen Beins ($p = 0,011$) als auch bei Vergleich der Standphasendauern des operierten mit jenen des kontralateralen Beins ($p = 0,011$). In der jüngeren Teilnehmergruppe konnte bei einem p-Wert von 0,085 kein statistisch signifikanter Unterschied der operierten und der nicht-operierten Extremität festgestellt werden. Die mittleren Dauern der einzelnen Gangphasen können, getrennt nach Altersgruppe, **Abb. 17** in Kapitel 3 entnommen werden.

In der Literatur findet man leicht divergierende Angaben bezüglich Dauer der Gangphasen bzw. zu deren prozentualem Anteil an einem Gangzyklus. Dabei variieren die Angaben je nach Quelle zwischen 60 – 62 % für die Standphase und 38 – 40 % für die Schwungphase.

Bennett et al. [3] ermittelten für ihre gesunde Kontrollgruppe eine durchschnittliche Standphasendauer von 60,9 %; folglich muss die Schwungphasendauer 39,1 % eines Gangzyklus ausmachen. Da das Alter des Gesamtkollektivs dieser Arbeit mit 67,4 Jahren nur geringfügig höher als das Durchschnittsalter der Kontrollgruppe von Bennett et al., das bei 64 Jahren lag, ist, können die Phasendauern für einen Vergleich herangezogen werden.

Es zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied der Schwung- und Standphasen zwischen der Altersgruppe 46 - 64 Jahre auf der kontralateralen, nicht-operierten Seite und den in der Literatur [3] angegebenen Normwerten eines gesunden Vergleichskollektivs ($p = 0,005$). Dies kann auf eine Kompensation der erkrankten Seite zurückgeführt werden.

Es unterschieden sich die Gangphasendauern der jüngeren Gruppe auf der operierten Seite statistisch nicht signifikant von den in der Literatur angegebenen ($p = 0,13$). In der älteren Gruppe fiel hinsichtlich der Schwung- und Standphasendauern sowohl auf der operierten ($p = 0,009$) als auch auf der nicht-operierten Seite ($p < 0,001$) eine signifikante Abweichung von den Normalwerten auf.

In der Gruppe der Knie-TEP ließ sich ein statistisch signifikanter Unterschied hinsichtlich der Dauer der Standphase auf der operierten und der kontralateralen Seite ermitteln. Dabei war die Standphase auf der operierten Seite kürzer. Die durchschnittliche Dauer der

Schwungphase der Knie-TEP Gruppe war auf der operierten Seite länger als auf der nicht-operierten Seite. Zu diesem Ergebnis kamen auch Wu et al. [61] in ihrer Untersuchung von 18 Patienten mit primärer Kniearthrose am 14. postoperativen Tag mithilfe eines infrarot basierten dreidimensionalen Ganganalysesystems sowie Kraftmessplatten. Die von Wu et al. [61] ermittelten Werte konnten in dieser Arbeit annähernd reproduziert werden. Die Autoren führten die verkürzte Standphasendauer der operierten Extremität auf ein Extensionsdefizit während der Standphase zurück. Als Folge hieraus ergäben sich zum einen eine verlängerte Doppelstandzeit, zum anderen eine Verkürzung der Schwungphase auf der kontralateralen Seite.

Auch in anderen Studien, wie bei Yoshida et al. [63], fanden sich noch drei Monate nach der Operation verkürzte Standphasendauern auf der operierten Seite im Vergleich zur nicht-operierten Seite. Einige Autoren, so auch Yoshida et al. führten dies auf eine Schwächung des M. quadrizeps femoris zurück. Bade et al. [1] untersuchten in ihrer prospektiven Studie 24 Patienten nach primärer Knie-TEP mit besonderem Augenmerk auf die Entwicklung der Muskelkraft, Range of motion und Funktion sowohl zwei Wochen präoperativ als auch ein, drei und sechs Monate postoperativ. Dabei fiel besonders im ersten Monat nach erfolgtem Eingriff eine im Vergleich zum präoperativen Ausgangswert reduzierte Muskelkraft im M. quadriceps femoris auf. Zwar erreichten die Patienten nach sechs Monaten wieder ihren präoperativen Ausgangswert, schnitten allerdings hinsichtlich der Muskelkraft dennoch schlechter im Vergleich zu gesunden Kontrollpersonen ab.

Colgan et al. [8] untersuchten zehn Patienten zwei Wochen vor und acht Wochen nach erfolgtem endoprothetischen Hüftgelenkersatz aufgrund einseitiger Coxarthrose. Dabei ermittelten sie postoperativ einen statistisch signifikanten Unterschied hinsichtlich der prozentualen Standphase zwischen operierter und nicht-operierter Seite. Diese Signifikanz konnte im Rahmen dieser Arbeit nicht bestätigt werden, obwohl sich die Differenz des prozentualen Anteils der Standphase am Gangzyklus sowohl in der vorliegenden Analyse (2,9 %) als auch bei Colgan et al. (2,4 %) ähneln.

Martínez-Ramírez et al. [32] wiesen in ihrer Untersuchung von 19 Patienten eine weitere Annäherung der Dauern der Standphase des operierten und nicht operierten Beins sechs bis acht Monate nach Hüftgelenksersatz auf, so dass sich nach diesem Zeitraum keine

signifikante Asymmetrie zeigte. Die Dauer der Standphase scheint sich also im Laufe der Zeit für beide Seiten anzugleichen.

4.4.1.3 Double Support Time (DST)

Die Dauer der Phase doppelter Unterstützung ist von mehreren Faktoren abhängig. Ein wesentlicher Einflussfaktor ist die Gehgeschwindigkeit, wie Sliwinski et al. [53] in ihrer Untersuchung zur dynamischen Stabilität nach Hüft-TEP im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe aufwiesen.

Befinden sich beide Füße auf dem Boden, wie das während einer doppelt unterstützten Phase der Fall ist, ist die Stabilität höher.

Eine längere DST bedeutet somit mehr Stabilität, was zu mehr Gangsicherheit führt. Maki zeigte in seiner Studie einen Zusammenhang zwischen einer verlängerten DST und der Furcht vor einem Sturz auf [31]. Er zeigte dabei, dass diejenigen, die mehr Angst vor einem Sturz hatten, obwohl sie im darauffolgenden Jahr nicht stürzten, eine geringere Gehgeschwindigkeit aufwiesen und somit auch eine verlängerte DST.

Als Normwert für die Dauer einer doppelt unterstützten Phase gaben Kramers-de Quervain et al. [29] den Anteil von 24 % eines Gangzyklus an. Dieser Wert wurde allerdings an jungen, gesunden Erwachsenen ermittelt. Hingegen gaben Oh-Park et al. [43] für ihr durchschnittlich 80,1 Jahre altes Kollektiv eine Dauer von 27,1 % (Anteil an einem Gangzyklus) an. Dies lag deutlich unter den in dieser Arbeit ermittelten Werten, sowohl für die jüngere (36,5 %) als auch die ältere Teilnehmergruppe (40,3 %), weshalb das Alter als einzige Ursache für die Abweichung weniger in Frage zu kommen scheint.

Hollman et al. [26] gaben für Männer eine DST von 0,32 s und für Frauen 0,30 s an, wobei sie einen signifikanten Unterschied diesbezüglich ermittelten. Bei den Männern in dieser Studie konnte mit 0,54 s eine etwas längere DST als bei Hollman et al. ermittelt werden, wohingegen die Frauen mit einer DST von 0,82 s eine fast dreifach längere doppelt unterstützte Phase hatten.

Für das 20 Teilnehmer umfassende Knie-TEP-Kollektiv ermittelten Perka et al. [47] nach drei Monaten eine DST von 37,6 %, was nur geringfügig unter dem in dieser Arbeit ermittelten Wert liegt. Verglichen mit dem präoperativen Befund hatte sich bei Perka et al. [47] nach drei Monaten kein Unterschied ergeben. Auch sechs Monate postoperativ lag die DST noch über den Normalwerten, die von anderen Autoren wie beispielsweise Kramers-

de Quervain et al. [29] mit einem Anteil von 24 % eines Gangzyklus angegeben werden. Zurückzuführen ist diese Abweichung möglicherweise auf eine Kombination aus einer verkürzten Einzelstanddauer auf der erkrankten Seite, die sowohl prä- als auch postoperativ beobachtet werden kann, sowie auf ein persistierendes Defizit der Propriozeption und Kraft des M. quadriceps femoris. Selbst ein Jahr postoperativ fanden Huang et al. [27] eine signifikant verlängerte DST bei ihrer Knie-TEP Gruppe im Vergleich zu ihrem gesunden Kontrollkollektiv. Diese Ergebnisse unterstreichen die Wichtigkeit einer adäquaten postoperativen Physiotherapie und eines Rehabilitationsprogramms.

In der Hüft-TEP-Gruppe beträgt die DST 0,67 s bzw. hat einen Anteil von 37,5 % an einem Gangzyklus. Verglichen damit kamen Bhargava et al. [5] sechs Monate nach Implantation des künstlichen Hüftgelenks auf eine mittlere DST von 0,2996 s für die betroffene Seite, was also ungefähr die Hälfte beträgt. Kritisch an dieser Angabe ist die Tatsache zu sehen, dass die Werte lediglich in Sekunden ermittelt wurden. Aus den in der Studie vorhandenen Angaben ist es nicht möglich, eindeutig den prozentualen Anteil der DST an einem gesamten Gangzyklus zu ermitteln.
Bahl et al. [2] ermittelten in drei Studien nur eine moderate Evidenz für einen „sehr großen Anstieg der Dauer der doppelten Unterstützung nach 6 Wochen“ (Bahl et al. 2018 S. 855). Laut ihrer Analyse wären Patienten nach Hüft-TEP ab drei Monaten postoperativ bezüglich der DST mit gesunden Personen vergleichbar.

Zusammenfassend kann bezüglich der räumlich-zeitlichen Parameter festgehalten werden, dass die Kadenz unmittelbar postoperativ deutlich unter den Normwerten bleibt, wobei diese Diskrepanz besonders beim weiblichen Geschlecht zu beobachten war. Hinsichtlich der Schwung- und Standphasendauern fiel insbesondere bei den älteren Teilnehmern eine größere Abweichung im Vergleich mit Normwerten auf, sowohl auf der operierten als auch auf der kontralateralen Seite. Nach Knie- und nach Hüft-TEP konnten postoperativ neben verkürzten Standbeinphasen auf der operierten Seite auch verlängerte Schwungphasen ermittelt werden. Im Rahmen der Literaturrecherche kann auf eine Verbesserung der Symmetrie der beiden Beine nach sechs Monaten geschlossen werden. Aus den im Rahmen dieser Arbeit ermittelten Werten kann abgeleitet werden, dass eine Endoprothese ebenso wie das Geschlecht, zumindest für den sehr frühen postoperativen Zeitraum, einen

erheblichen Einfluss auf die Dauer der Phasen doppelter Unterstützung hat. Das Alter scheint hierbei eine untergeordnete Rolle zu spielen.

4.4.2 Belastungsanalyse

Um die Patienten möglichst einheitlich betrachten zu können, wurde jeder der Teilnehmer zu Beginn nach dem aktuellen Gewicht und der Körpergröße befragt. In der statistischen Auswertung erfolgte dann eine Normierung wie in Kapitel 2 beschrieben.
Generell weist der Verlauf der Belastung, wie in **Abb. 8** dargestellt, in den ersten Tagen nach der Operation eine kontinuierliche Zunahme auf. Eine Ausnahme stellt Tag 6 dar, an dem das Gesamtkollektiv die operierte Extremität durchschnittlich weniger belastete als die vorangegangenen Tage. Diese Abweichung des Trends könnte dadurch erklärt werden, dass die Akkuhaltbarkeit nicht immer bis einschließlich Tag 6 gegeben war, wodurch es möglicherweise zum Verlust von Daten und folglich zu einer Verfälschung der Tendenz der vorangegangenen Tage kam. Von einem vorzeitigen Wechsel der Akkus wurde abgesehen, da dies einen neuen Aufzeichnungsbeginn bedeutet hätte, wodurch es technisch bedingt zu geringerer Vergleichbarkeit der Datensätze gekommen wäre.

Intuitiv erwartet man eine geringere Belastung der operierten Extremität als auf der Gegenseite. Schlussendlich zeigte sich bei der statistischen Auswertung der Belastung des Gesamtkollektivs lediglich eine Mehrbelastung von 3,3 % der nicht-operierten Extremität und somit keine statistisch signifikante Belastungsreduktion auf der operierten Seite im Vergleich zur nicht-operierten Seite.

Bei Einbeziehen der Füßigkeit als möglichen Einflussfaktor auf das Belastungsverhalten ergab sich ebenfalls ein unerwartetes Ergebnis.
Grundsätzlich ist in der Allgemeinbevölkerung meist das linke Bein das Standbein, wohingegen das rechte Bein oftmals mit einer besseren koordinativen Fähigkeit ausgestattet ist und somit eher als Spielbein verwendet wird. Dies hängt häufig mit der Händigkeit [11] und damit mit der dominanten Gehirnhälfte zusammen.

Da die Patienten bezüglich ihrer Standbein-Präferenz anamnestisch befragt wurden und kein Test zur Ermittlung durchgeführt wurde, kann nicht mit völliger Sicherheit gewährleistet werden, ob alle Patienten korrekte Angaben bezüglich ihrer Beinpräferenz gemacht haben. Nichtsdestotrotz kann festgehalten werden, dass in diesem Kollektiv stärker auf ein operiertes Spielbein als auf ein operiertes Standbein aufgetreten wird. Sliwinski et al. [53] stellten im Rahmen ihrer Untersuchung fest, dass die COM (center of

mass) anders als bei ihrer gesunden Kontrollgruppe bei Hüft-TEP-Patienten im Durchschnitt eher auf der Seite des operierten Beins verläuft. Autoren wie Neumann führen diese Besonderheit auf eine Schwäche der Hüftabduktoren zurück [41]. Eine solche Muskelschwächung durch den operativen Zugang hat nicht nur Einfluss auf die räumlich - zeitlichen Parameter, wie vorangegangen beschrieben, sondern wirkt sich auch auf die postoperative Belastung der operierten Extremität aus. Somit kann geschlussfolgert werden, dass die tatsächliche Standbeinpräferenz eine untergeordnete Rolle bei der postoperativen Belastung spielt, wohingegen die Art des operativen Zugangs sowie die iatrogene Verletzung der umgebenden Strukturen einen größeren Einfluss zu haben scheinen.

Hinsichtlich der Altersgruppen zeigte sich eine etwas höhere Belastung der operierten Extremität in der älteren Gruppe. Eine mögliche Ursache hierfür könnte sein, dass die Verwendung von UAG insbesondere die Muskulatur der oberen Extremität beansprucht [42], was von den älteren Teilnehmern aufgrund vergleichsweise reduzierter körperlicher Konstitution weniger geleistet werden kann.

Wie bereits zu Beginn dieses Kapitels erwähnt, wählten die meisten Autoren von der Operation weiter entfernt liegende Zeitpunkte für ihre Nachuntersuchungen aus, weshalb sich die Frage stellt, inwiefern sich die Belastung im weiteren Verlauf verändert.

Kiss et al. [28] verzeichneten für ihre Patientengruppe mit anterolateralem Zugang zur Hüfte sowohl nach drei, sechs und zwölf Monaten eine stärkere Belastung auf der nicht-operierten Extremität, obwohl sich die Werte für beide Extremitäten im Laufe der Zeit langsam angleichen. Ein ähnliches Bild ergab sich ebenfalls bei McCrory et al. [34]. Auch hier belasteten die 27 schmerzfreien Patienten – nach abgeschlossenem Rehabilitationsprogramm - ihre operierte Seite weniger als die kontralaterale. Insbesondere der erste Peak unterscheidet sich signifikant von dem der gesunden Kontrollgruppe.

Die vertikale GRF unterscheidet sich auch bei Knie-TEP Patienten, wie Yoshida et al. [63] nach drei bzw. zwölf Monaten ermittelten. Hinzu kommt, dass sich auch die Belastung des

nicht-operierten Beins im Verlauf verändert, wenn auch nur in geringerem Ausmaß als auf der operierten Seite.

Im Vergleich zum präoperativen Ausgangsbefund ergab die Analyse von Boudriot et al. eine Mehrbelastung der operierten Extremität sowohl in der Knie- als auch in der Hüft-TEP Gruppe [7]. Dies lässt die Vermutung zu, dass es schon präoperativ Unterschiede hinsichtlich des von Arthrose betroffenen und des gesunden Beins gibt. Eine Bestätigung hierfür findet sich in der Untersuchung von Martínez-Ramírez et al. [32] für die Hüfte. Neben einer signifikanten postoperativen Mehrbelastung der betroffenen Seite findet sich auch schon vor der Operation eine geringere Belastung auf der erkrankten Extremität. Auch nach der Operation bleibt dieses Belastungsdefizit – wenn auch in geringerem Ausmaß- bestehen. Auch bei der präoperativen Untersuchung von 24 Gonarthrose Patienten fanden Wiik et al. [60] eine geringere Belastung der erkrankten Extremität.

Interessanterweise belasteten die Gonarthrose-Patienten verglichen mit den Coxarthrose-Patienten ihre operierte Extremität mehr, obwohl im Schmerztagebuch durchschnittlich mehr Schmerzen angegeben wurden. Inwiefern das mit den Ergebnissen der Literatur vergleichbar ist, ist schwierig zu ermitteln, da die Normierungsprozesse, wenn überhaupt durchgeführt, nicht einheitlich sind, wodurch es zu Diskrepanzen beim Vergleich der ermittelten Werte kommt.

In der Literatur wird der Druckverlauf der Belastung häufig als zweigipflige Kurve dargestellt. In der vorliegenden Arbeit hingegen sind zwei Gipfel nicht eindeutig zu erkennen (vgl. **Abb. 24** und **Abb. 25**). Die Form der Belastungskurve hängt, wie von Hegewald [23] beschrieben, nicht zuletzt von der Ganggeschwindigkeit der Probanden ab. Die Zweigipfligkeit ist umso ausgeprägter, je höher die Ganggeschwindigkeit der Probanden ist. Obwohl in der vorliegenden Studie die Ganggeschwindigkeit der Probanden nicht explizit ermittelt wurde, kann darauf geschlossen werden, dass es sich bei den untersuchten Personen um sehr langsame bis langsame Geschwindigkeiten gehandelt haben muss. Insbesondere unter Berücksichtigung der Kadenz, die bei diesem Patientenkollektiv geringer ausfiel als die in der Literatur angegebenen Vergleichswerte.

Die im Ergebnisteil dargestellten Belastungskurven konnten technisch bedingt nur von weiblichen Patienten ermittelt werden. Dies hängt damit zusammen, dass nur das Modell Insole3 die für die entsprechende Auswertung notwendigen Daten zur Verfügung stellen konnte. Da das Modell Insole3 nur in Größe 38/39 zur Verfügung stand, konnten nur Daten von Frauen erhoben werden, da diese die entsprechenden Schuhgrößen aufwiesen.

Sowohl die Knie- als auch die Hüft-TEP-Gruppe belastete das operierte Bein weniger als das nicht-operierte Bein. Zudem unterscheiden sich die Belastungspeaks der operierten Extremität und der nicht operierten. McCrory et al. [34] ermittelten in ihrer Studie zwar mit in der vorliegenden Arbeit nicht vergleichbaren Symmetrieindizes, allerdings verwendeten die Autoren eine andere Formel zur Berechnung des Symmetrieindex, wodurch diese Diskrepanz erklärt werden kann. Trotzdem kann festgehalten werden, dass sich bei McCrory et al. [34] die nicht betroffene Seite vergleichbar wie das gesunde Kontrollkollektiv verhielt und, wie auch bei den Patienten in dieser Arbeit, das nicht-operierte Bein zu einem früheren Zeitpunkt im Gangzyklus belastetet wurde als das operierte Bein.

Bei einer langsamen Ganggeschwindigkeit ist das Moment des Heel Strike, also des Auftreffens der Ferse auf den Boden, und des Toe off, das Abheben der Zehen vom Boden, deutlich reduziert im Vergleich zum schnellen Gehen oder Laufen [48 S. 416f.]. Folglich kann bei einer durchschnittlichen Belastung von mehr als 90 % des Körpergewichts von einer Vollbelastung der operierten Extremität ausgegangen werden. In dieser Studie konnte lediglich bei zehn Patienten während des stationären Aufenthalts eine Durchschnittsbelastung von mehr als 90 % gemessen werden, was weniger als 25 % des Gesamtkollektivs ist.

Eine mögliche Begründung für die geringe Anzahl an Vollbelastungen bei recht geringem Schmerzlevel findet sich bei Esposito et al. [13], die bei Patienten nach Hüft-TEP den Einfluss der UAG-Einstellung untersuchten. Dabei unterschieden sie, ob die Ellenbogen angewinkelt oder gestreckt waren. Im Rahmen ihrer Studie ermittelten sie eine größere Asymmetrie hinsichtlich der Belastung bei Einstellung der UAG mit gebeugten Ellenbogen. Waren die Ellenbogen durchgestreckt, war die Belastung auf dem betroffenen Bein deutlich höher. Retrospektiv konnte nicht mehr ermittelt werden, wie die UAG eingestellt waren. Möglicherweise ist die geringe Quote an Vollbelastungen aber auch wieder auf ein

präoperativ erlerntes Gehverhalten mit einer Minderbelastung der betroffenen Extremität zurückzuführen, um eine Schmerzreduktion zu erreichen.

Schlussendlich ist festzuhalten, dass selbst nach erfolgtem Gelenkersatz, unabhängig von Geschlecht und Alter, die durch Ganganalyse ermittelten räumlich-zeitlichen Parameter sowie die ermittelten Bodenreaktionskräfte nicht denen eines gesunden Erwachsenen entsprechen. Erstaunlicherweise waren die erhobenen Werte weniger gravierend als zunächst angenommen. Beim Vergleich mit anderen Autoren zeigten sich zwar Abweichungen, allerdings liegt der Zeitpunkt der Nachuntersuchung in der Literatur häufig nach erfolgtem Rehabilitationsprogramm, wohingegen in dieser Arbeit die Werte davor erhoben wurden. Es zeigte sich zwar eine Verbesserung im Laufe der Zeit, allerdings sind Defizite nach endoprothetischem Ersatz in der Ganganalyse auch nach größeren Zeiträumen noch zu finden.

4.5 Limitationen

Im Vorfeld der Studie wurde mittels Poweranalyse eine ideale Teilnehmerzahl von 90 ermittelt - mit 45 Patienten je endoprothetisch versorgtem Gelenk. Insgesamt wurden 102 Personen um eine Teilnahme an der Studie gebeten. Aus verschiedenen Gründen konnten allerdings nur 56 Patienten für die Studie rekrutiert werden. Wiederum davon konnten insgesamt nur 41 verwertbare Datensätze aufgezeichnet werden. Gründe für einen Ausfall waren unter anderem, dass die präparierten Schuhe vom Patienten nicht getragen wurden, nur eine Einlage über längere Zeit Daten aufgezeichnet hat (Probleme der Akkuhaltbarkeit) oder die Daten gänzlich unrealistisch waren, was letztendlich auf eine Dysfunktion eines der Einlagenpaare zurückzuführen war.

Um einem massiven postoperativen Ödem vorzubeugen, wurden die Patienten noch im Operationssaal elastokompressiv gewickelt, teilweise wurde zusätzlich ein (wattierter) Verband angelegt, der in der Regel spätestens am zweiten postoperativen Tag entfernt wurde. Allerdings erschwerte dies bei Rekrutierung der Patienten die Überprüfung der Passgenauigkeit der mit den Einlagen präparierten Schuhe sowie die Kalibrierung.

Die reduzierte Gruppengröße im Vergleich zur Poweranalyse war zudem dem Beginn der Corona-Pandemie geschuldet. Die Rekrutierung von Patienten gestaltete sich mit Beginn der pandemischen Lage problematisch, nicht zuletzt durch den Wegfall elektiver Operationen, aus denen die Patienten für diese Studie stammten, sondern auch durch Zugangsbeschränkungen zu den Stationen, um Patienten und Personal vor einer Infektion mit SARS-CoV-2 möglichst zu schützen. Außerdem verzögerte sich die Datenerhebung um etwas mehr als drei Monate.

5. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, das Belastungsverhalten unmittelbar nach elektivem endoprothetischem Ersatz bei Cox- und Gonarthrose noch während des Aufenthaltes im Akutkrankenhaus zu analysieren. Dabei wurde nicht nur hinsichtlich des endoprothetisch ersetzten Gelenks unterschieden, sondern auch bezüglich des Geschlechts und des Alters. Das untersuchte Kollektiv bestand aus insgesamt 41 Patienten, wovon 22 mit einer Knie-Totalendoprothese (Knie-TEP) und 19 mit einer Hüft-Totalendoprothese (Hüft-TEP) versorgt wurden. An der Studie nahmen 21 Frauen und 20 Männer teil, das durchschnittliche Alter betrug zum Zeitpunkt der Erfassung 67,4 (± 9,01) Jahre. Während der Studie kam es bei keinem der Patienten zu belastungsassoziierten Komplikationen. Erfasst wurden die räumlich-zeitlichen Parameter sowie die Bodenreaktionskraft mittels Sensoreinlagen der Firma Moticon. Die verwendeten Modelle Insole2 bzw. Insole3 wurden in die patienteneigenen Schuhe eingelegt und sollten während des gesamten stationären Aufenthaltes Daten aufzeichnen und speichern.

Eine Neuerung im Vergleich zu bereits vorhandenen Studien stellte in dieser Arbeit sowohl der Zeitpunkt der Nachbeobachtung unmittelbar postoperativ als auch der Zeitraum dar, der kontinuierlich die ersten sechs postoperativen Tage nach Implantation umfasste.

Wie schon in Studien anderer Autoren, unterscheiden sich die in dieser Arbeit ermittelten postoperativen räumlich-zeitlichen Werte von den Werten gesunder Probanden. So fanden sich nicht nur verkürzte Standphasen und verlängerte Schwungphasen auf der Seite der operierten Extremität, zudem konnte auch eine verlängerte Dauer der Phasen doppelter Unterstützung festgestellt werden. Diese verlängerten Parameter können nicht zuletzt auf eine Unsicherheit der Stabilität und des Gleichgewichts während des Gehens zurückgeführt werden. Zusätzlich muss bedacht werden, dass es sich bei den Patienten um ältere Personen unmittelbar nach einem größeren Eingriff handelt, die zusätzlich auch noch die Fortbewegung mit Hilfe von Unterarmgehstützen erlernen müssen. Hinzu kommt, dass auch in der Literatur selbst Monate nach dem operativen Eingriff persistierende Defizite in der Ganganalyse erkennbar sind.

Eine Vollbelastung konnte während des stationären Aufenthaltes bei zehn Patienten beobachtet werden, was vor dem Hintergrund einer Freigabe der Vollbelastung nach der

Operation durch den jeweiligen Operateur und das durchschnittlich recht geringe Schmerzniveau (2,8 von 10) unerwartet war.

Die Patientinnen legten während ihres stationären Aufenthaltes nicht nur mehr Schritte zurück, sondern belasteten ihre operierte Extremität mit 60,6% ihres Körpergewichts, wohingegen die Männer ihr operiertes Bein nur mit durchschnittlich 43,8% ihres Körpergewichts belasteten.

Die Knie-Patienten belasteten verglichen mit den Hüft-Patienten ihre operierte Extremität mehr, obwohl im Schmerztagebuch durchschnittlich mehr Schmerzen in Ruhe angegeben wurden.

Die in der Literatur vielfach beschriebenen Defizite hinsichtlich Kinetik und Kinematik nach endoprothetischem Ersatz lassen sich nicht abschließend einer bestimmten Ursache zuschreiben, sondern sind multifaktoriell. Somit muss es sich um eine Kombination aus präoperativ angewöhntem Gangbild und muskulären Defiziten handeln, was sich sowohl präoperativ als auch durch die Operation selbst ergibt. Hinzu kommt das Erlernen eines neuen Koordinationsablaufs bei der Fortbewegung mit Hilfe von Unterarmgehstützen sowie eine veränderte Wahrnehmung des endoprothetisch versorgten Gelenks.

Aus der vorliegenden Arbeit ergeben sich somit folgende Schlussfolgerungen: Bezüglich der Patienten nach Knie-TEP-Implantation erscheint es vor dem Hintergrund der ermittelten Ergebnisse empfehlenswert, bereits in der frühen postoperativen Phase vermehrt an einer adäquaten Extensions- und Flexionsbewegung, sowie einer Kräftigung der Quadrizepsmuskulatur zu arbeiten. Hüft-TEP Patienten hingegen könnten von einer verstärkten Beübung ihrer Abduktoren profitieren.

6. Literaturverzeichnis

[1] Bade MJ, Kohrt WM, Stevens-Lapsley JE: Outcomes before and after total knee arthroplasty compared to healthy adults. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 40: 559 - 567 (2010)

[2] Bahl JS, Nelson MJ, Taylor M, Solomon LB, Arnold JB, Thewlis D: Biomechanical changes and recovery of gait function after total hip arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. Osteoarthritis and Cartilage 26: 847 - 863 (2018)

[3] Bennett D, Humphreys L, O'Brien S, Kelly C, Orr JF, Beverland DE: Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients-a large scale, long-term follow-up study. Gait & Posture 28: 194 - 200 (2008)

[4] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Westerhoff P, Bender A, Gabel U, Heinlein B: Die Belastung orthopädischer Implantate. Der Orthopäde 3 36: 195 – 204 (2007)

[5] Bhargava P, Shrivastava P, Nagaria SP: Assessment of changes in gait parameters and vertical ground reaction forces after total hip arthroplasty. Indian Journal of Orthopaedics 41: 158 - 162 (2007)

[6] Biggs PR, Whatling GM, Wilson C, Metcalfe AJ, Holt CA: Which osteoarthritic gait features recover following total knee replacement surgery? PLoS ONE 14: e0203417 (2019)

[7] Boudriot U, Paschalidis T, Schmitt J, Lengsfeld M: Systematische Analyse der Änderung der Bodenreaktionskräfte bei Hüft- und Kniearthrose prä- und postoperativ. Systematic Analysis of Ground Reaction Forces Before and After Hip- and Knee Arthroplasty. Biomedizinische Technik 48: 325 - 330 (2003)

[8] Colgan G, Walsh M, Bennett D, Rice J, O´Brien T: Gait analysis and hip extensor function in early post total hip replacement. Journal of Orthopaedics 13: 171 – 176 (2016)

[9] D'Lima DD, Patil S, Steklov N, Slamin JE, Colwell CW: Tibial forces measured in vivo after total knee arthroplasty. The Journal of Arthroplasty 21: 255 – 262 (2006)

[10] Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (Hrsg.), Belzl H, Ernst U, Heining S, Hirsch U, Riedel T, Schmidt J, Settner M, Simmel S: Nachbehandlungsempfehlungen 2020, 6. Auflage, Berlin, S. 11, 12, 64, 82 (2020)

[11] Drenckhahn D, Eckstein F: Übergreifende Betrachtung. In Drenckhahn D (Hrsg.) Anatomie, Band 1, 17. Auflage, Urban & Fischer, München S. 409 (2008)

[12] Enoksen CH, Wik TS, Klaksvik J, Arthursson AJ, Husby OS, Gjerdet NR: Load transfer in the proximal femur and primary stability of a cemented and uncemented femoral stem: An experimental study on cadaver femurs. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine 231: 1195 – 1203 (2017)

[13] Esposito F, Freddolini M, Latella L, Braccio P, Marcucci M, Corvi A: The influence of the crutch setup on stability and weight-bearing parameters in post total hip replacement surgery patients during quiet standing. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology 3: 373 - 378 (2017)

[14] Evans JT, Evans JP, Walker RW, Blom AW, Whitehouse MR, Sayers A: How long does a hip replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up. Lancet 393: 647 – 654 (2019)

[15] Fischer O: Der Gang des Menschen, II. Teil: Die Bewegung des Gesamtschwerpunktes und die äußeren Kräfte. Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften Bd. XXV, Leipzig (1899)

[16] https://www.mikroelektronik.fraunhofer.de/de/Forschung/StrategischeKernkompetenzen/sensorik-und-sensorsysteme/messprinzipien.html

(Zuletzt Aufgrufen am 29.03.2020)

[17] Fuchs J, Kuhnert R, Scheidt-Nave C: 12-Monats-Prävalenz von Arthrose in Deutschland. Journal of Health Monitoring 2: 55 – 60 (2017)

[18] Gali JC, Camargo DB: Thromboprophylaxis for Total Knee Arthroplasty. Revista brasileira de ortopedia (Sao Paulo) 54: 1 - 5 (2019)

[19] Gao X, Fraulob M, Haïat G: Biomechanical behaviours of the bone–implant interface: a review. Journal of the Royal Society, Interface 16: 20190259 (2019)

[20] García-Vallejo D, Schiehlen W: 3D-Simulation of human walking by parameter optimization. Archive of Applied Mechanics 82: 533 – 556 (2012)

[21] Götz-Neumann K: Gehen verstehen. 4. Aufl. Thieme, Stuttgart: S. 25 - 36, 53 (2011)

[22] Grimberg A, Jansson V, Lützner J, Melsheimer O, Morlock M, Steinbrück A: Jahresbericht 2020. EPRD Deutsche Endoprothesenregister gGmbH, Berlin (2020)

[23] www.medilogic.com/wp-content/uploads/2017/06/Die_Ganggeschwindigkeit_01.pdf

(zuletzt aufgerufen am: 25.05.2023)

[24] Hernández C, Díaz-Heredia J, Berraquero ML, Crespo P, Loza E, Ruiz Ibán MA: Pre-operative Predictive Factors of Post-operative Pain in Patients With Hip or Knee Arthroplasty: A Systematic Review. Reumatología clinica 11: 361 – 380 (2015)

[25] Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E: Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. Medicine and Science in Sports and Exercice 21: 110 - 114 (1989)

[26] Hollman JH, McDade EM, Petersen RC: Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. Gait & Posture 34: 111 - 118 (2011)

[27] Huang HT, Chen CH, Chang JJ, Guo LY, Lin HAT, Wu WL: Quantitative Gait Analysis after Unilateral Knee Arthroplasty for Patients with Bilateral Knee Osteoarthritis. Journal of Medical and Biological Engineering 28: 11 – 16 (2007)

[28] Kiss RM, Illyes A: Comparison of gait parameters in patients following totals hip arthroplasty with a direct-lateral or antero-lateral surgical approach. Human Movement Science 31: 1302 - 1326 (2012)

[29] Kramers-de Quervain IA, Stüssi E, Stacoff A: Ganganalyse beim Gehen und Laufen. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie 56: 35 – 42 (2008)

[30] Li S, Armstrong CW, Cipriani D: Three-point gait crutch walking: variability in ground reaction force during weight bearing. Archives of physical medicine and rehabilitation 82: 86 - 92 (2001)

[31] Maki BE: Gait Changes in Older Adults: Predictors of Falls or Indicators of fear? Journal of the American Geriatrics Society 45: 313 - 320 (1997)

[32] Martínez-Ramírez A, Weenk D, Lecumberri P, Pakvis D, Veltink P: Assessment of asymmetric leg loading before and after total hip arthroplasty using instrumented shoes. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 11: 20 (2014)

[33] Mathie MJ, Coster ACF, Lovell NH, Celler BG: Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. Physiological measurement 25: 1 - 20 (2004)

[34] McCrory JL, White SC, Lifeso RM: Vertical ground reation forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. Gait & Posture 14: 104 - 109 (2001)

[35] McGowan C, Neptune R, Clark D, Kautz S: Modular control of human walking: Adaptations to altered mechanical demands. Journal of Biomechanics 43: 412 – 419 (2010)

[36] Merx H, Dreinhofer KE, Gunther KP: Sozialmedizinische Bedeutung der Arthrose in Deutschland. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie 145: 421 – 429 (2007)

[37] Mobasheri A, Batt M: An update on the pathophysiology of osteoarthritis. Annals of physical and rehabilitation medicine 59: 333 – 9 (2016)

[38] https://www.moticon.de/insole3-specs/ (Zuletzt aufgerufen am 23.09.2021)

[39] https://www.moticon.de/wp-content/uploads/2019/08/Moticon-SCIENCE_Sensor-Insole-Product-Specification_EN_web.pdf

(zuletzt aufgerufen am 05.09.2021)

[40] Muro-de-la-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A: Gait analysis methods: an overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. Sensors (Basel, Switzerland) 14: 3362 – 3394 (2014)

[41] Neumann DA: Hip abductor muscle activity in persons with a hip prosthesis while carrying loads in one hand. Physical therapy 76: 1320 - 1330 (1996)

[42] Noreau L, Richards CL, Comeau F, Tardif D: Biomechanical analysis of swing-through gait in paraplegic and non-disabled individuals. Journal of Biomechanics 28: 689 – 700 (1995)

[43] Oh-Park M, Holtzer R, Xue X, Verghese J: Conventional and robust quantitative gait norms in community-dwelling older adults. Journal of the American Geriatrics Society 58: 1512 - 1518 (2010)

[44] Ounpuu S, Gaga JR, Davis RB: Three-Dimensional Lowe Extremity Joint Kinetics in Normal Pediatric Gait. Journal of Pediatric Orthopaedics 11: 341 - 349 (1991)

[45] Pauwels F: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin, Heidelberg. S. 113 – 117 (1965)

[46] Pereira D, Peleteiro B, Araujo J, Branco J, Santos RA, Ramos E: The effect of osteoarthritis definition on prevalence and incidence estimates: a systematic review. Osteoarthritis Cartilage 19: 1270 – 1285 (2011)

[47] Perka C, Möckel G, Boenic U: Kinetische und kinematische Ganganalyse vor und nach Knietotalendoprothesenimplantation. Zeitschrift für Orthopädie 138: 191 – 196 (2000)

[48] Perry J: Gait Analysis - Normal and Pathological Function. SLACK Incorporated, New York: S. 3 - 7, 42, 416 – 417 (1992)

[49] Robert Koch-Institut (Hrsg.) Arthrose. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Heft 54. RKI, Berlin (2013)

[50] Rosenbaum D, Becker HP: Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. Foot and Ankle Surgery 3: 1 - 14 (1997)

[51] Scanzello CR, Goldring SR: The role of synovitis in osteoarthritis pathogenesis. Bone 51: 249 – 257 (2012)

[52] Silverwood V, Blagojevic-Bucknall M, Jinks C, Jordan JL, Protheroe J, Jordan K: Current evidence on risk factors for knee osteoarthritis in older adults: a systematic review and meta-analysis. Osteoarthritis Cartilage 23: 507 – 51 (2015)

[53] Sliwinski MM, Sisto SA, Batavia M, Chen B, Forrest GF: Dynamic stability during walking following unilateral total hip arthroplasty. Gait & Posture 19: 141 – 147 (2004)

[54] Statistisches Bundesamt (Destatis): Gesundheit / Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) / Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern 2019. ausführliche Darstellung. S. 22 (2020)

[55] STMicroelectronics: LSM6DSL iNEMO inertial module: always-on 3D accelerometer and 3D gyroscope Datasheet Rev. 7 (2017)

[56] Stöggl T, Martinez A: Validation of Moticon OpenGo sensor insoles during gait, jumps, balance and cross-country skiing specific imitation movements. Journal of Sports Sciences 35: 196 - 206 (2017)

[57] Tarnita D: Wearable sensors used for human gait analysis. Romanian journal of morphology and embryology 57: 373 – 382 (2016)

[58] Thomas T, Robinson C, Champion D, McKell M, Pell M: Prediction and assessment of the severity of post-operative pain and of satisfaction with management. Pain 75: 177 - 185 (1998)

[59] Waldt S, Eiber M, Wörtler K: Messverfahren und Klassifikationen in der muskulosklettalen Radiologie. 1. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, Dehli, S. 172 (2011)

[60] Wiik AV, Aqil A, Brevadt M, Jones G, Cobb J: Abnormal ground reaction forces lead to a general decline in gait speed in knee osteoarthritis patients. World journal of orthopedics 8: 322 – 328 (2017)

[61] Wu X, Chu L, Xiao L, He Y, Jiang S, Yang S, Liu Y: Early Spatiotemporal Patterns and Knee Kinematics during Level Walking in Individuals following Total Knee Arthroplasty. Journal of healthcare engineering 2017:7056469 (2017)

[62] Wylde V, Rooker J, Halliday L, Blom A: Acute postoperative pain at rest after hip and knee arthroplasty: Severity, sensory quality and impact on sleep. Orthopedics & Traumatology: Surgery & Research 97: 139 - 144 (2011)

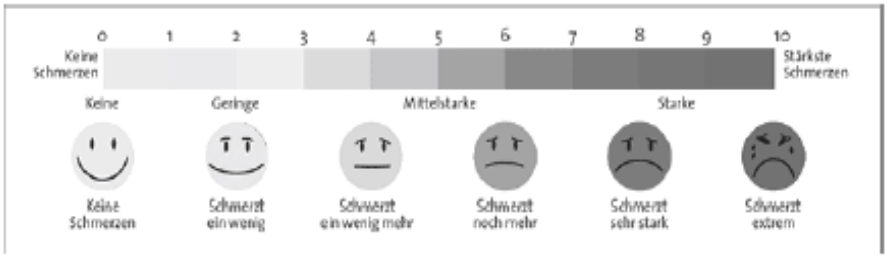
[63] Yoshida Y, Mizner RL, Ramsey DK, Snyder-Mackler L: Examining outcomes from total knee arthroplasty and the relationship between quadiceps strength and knee function over time. Clinical Biomechanics 23: 320 - 328 (2008)

Anhang

Schmerztagebuch

Schmerztagebuch

Nachname: _____
Vorname: _____
Geburtsdatum: _____



Bitte versuchen Sie (jeden Morgen um 8 Uhr) mit Hilfe des oben dargestellten Schaubildes, Ihre Schmerzen auf einer Skala von 0 (keine Schmerzen) bis 10 (stärkste Schmerzen) einzuordnen.

- **Tag 1, Datum:** _____

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Morgens 8 Uhr											

- **Tag 2, Datum:** _____

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Morgens 8 Uhr											

- **Tag 3, Datum:** _____

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Morgens 8 Uhr											

- **Tag 4, Datum:** _____

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Morgens 8 Uhr											

- **Tag 5, Datum:** _____

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Morgens 8 Uhr											

Mit freundlicher Genehmigung der Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie

Fragebogen an Patienten:

1. Persönliche Daten

Nachname: _____
Vorname: _____

Geburtsdatum: _____ Alter: _____
Geschlecht: ♂ ♀

Gewicht: _____
Körpergröße: _____

2. Gesundheitszustand

a. Vorerkrankungen/ allgemeine Erkrankungen

_____
_____
_____
_____
_____

b. Medikamente

_____
_____
_____
_____

c. momentane Erkrankung ☐linke Seite ☐ rechte Seite

Art der Erkrankung: _____
_____

Art der Versorgung: _____
_____

Ursache: _____
_____

OP am: _____
Mobilisation ab: _____

Maßgaben zur Belastung: für (Dauer) _____ mit _____ kg

3. Sonstiges

a. Raucher ☐ nein ☐ ja, pro Tag circa _____ Zigaretten

b. Spielbein/ Standbein ☐Spielbein links – Standbein rechts
☐Spielbein rechts – Standbein links
☐keine genaue Angabe

Sportliche Aktivität

_____
_____
_____
_____

Mit freundlicher Genehmigung der Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie

Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt.