

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Plastisch-Ästhetische
Chirurgie
der Universität zu Köln
Direktor Universitätsprofessor Dr. Peer Eysel

Vergleich der prä- und postoperativen radiologischen Beinachse zur intraoperativen Navigation bei Implantation bicondylären Knieprothesen

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

Vorgelegt von
Karim Zayed
aus Monofiya, Ägypten

promoviert am 23 Februar 2024

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln

Druckjahr 2024

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachter: Privatdozent Dr. med. J. Oppermann

2. Gutachter: Privatdozent Dr. med. G. Bratke

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich keine Unterstützungsleistungen

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Die vorliegende Studie wurde retrospektiv durchgeführt. Dabei wurden bei 100 Patienten die prä- und postoperativen mechanischen Beinachsen anhand von Röntgenaufnahmen gemessen und mit den Daten des intraoperativen Computers-Navigationssystems verglichen. Bei allen Patienten wurde vor der Operation eine Ganzbeinstand-Röntgenaufnahme in anterior-posteriorer Projektion in der Radiologie Abteilung des Lukas Krankenhauses Bünde durchgeführt, ebenso wie eine postoperative GBS-Röntgenaufnahme in derselben Projektion.

Während der Operation wurde die Beinachse mithilfe der Infrarotnavigation des Unternehmens Aesculap, Orthopilot, bestimmt. Hierzu wurde die mechanische Beinachse durch eine kinematische Messung nach der Arthrotomie und dem Anbringen von femoralen und tibialen Sendern ermittelt. Diese Messung wurde nach vollständiger Implantation und vor Abschluss des Eingriffs erneut durchgeführt.

Zusätzlich zur Datenerhebung bezüglich dieser Aspekte wurden auch das Alter, Geschlecht, BMI und die Prothesengrößen erfasst, um potenzielle Einflussfaktoren

auf die gemessenen Werte zu berücksichtigen. Die Datenerhebung wurde von mir mithilfe des PACS-Systems und der Datenbank des Orthopiloten-Navigationssystems im Lukas Krankenhaus Bünde durchgeführt, ohne unzulässige externe Unterstützung und unter ausschließlicher Verwendung der angegebenen Hilfsmittel.

Der für diese Arbeit verwendete Datensatz wurde mir von CA. Dr. med. Ulf Schmerwitz im Lukas Krankenhaus Bünde zur Verfügung gestellt.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 10.10.2023

Unterschrift: Karim Zayed 

Danksagung

Von ganzem Herzen möchte ich mich bei Priv. Doz. Johannes Oppermann für die Überlassung dieses interessanten Themas sowie für die hervorragende Betreuung. Zu jeder Zeit stand er mir mit Rat und Tat zur Seite und gab gute Hilfestellungen. Durch seine freundliche und geduldige Bereitschaft, mir stets alle Fragen zu beantworten und somit sein umfassendes chirurgisches Wissen mit mir zu teilen, trug er wesentlich zur Erstellung dieser Arbeit bei.

Mein besonderer und herzlicher Dank gilt meiner Frau und meinen Eltern. Sie hatten großes Interesse an meiner Arbeit. Beinahe jeden Tag motivierten sie mich aufs Neue, durchzuhalten, weiterzuarbeiten und nicht aufzugeben. Ohne diese Unterstützung wäre mir die Fertigstellung dieser Arbeit deutlich schwerer gefallen.

Inhaltsverzeichnis	
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	1
1. ZUSAMMENFASSUNG	2
2. EINLEITUNG	4
2.1. Anatomie des Kniegelenks	4
2.1.1. Die Beinachsen und Fehlstellungen des Kniegelenks	7
2.1.2. Biomechanisch des Kniegelenks	11
2.2. Die Gonarthrose	11
2.2.1. Definition	11
2.2.2. Ätiologie	12
2.2.3. Epidemiologie	14
2.3. Knieprothesen	19
2.3.1. Entwicklung der Knieprothesen	20
2.3.2. Computer-assistierte Navigation und Roboter assistierte Knie TEP	21
2.4. Fragestellungen und Ziel der Arbeit	22
3. MATERIAL UND METHODEN	24
3.1. Material	24
3.2. Methoden	25
3.2.1. Patientenkollektiv	25
3.2.2. Operation Techniken	27
3.2.3. Implantate	36
3.2.4. Präoperative Planung (MediCAD®)	38
3.2.5. Navigationsystem (ORTHOPILOT®)	39
3.2.6. Die radiologische Auswertung	42
3.2.7. Die Statistische Auswertung	45
4. ERGEBNISSE	48
4.1. Veränderungen in der mechanischen Beinachse	48
4.2. Prozentuelle Veränderung in der mechanischen Beinachse	50
4.3. Übereinstimmung zwischen Rö und Navigation	51
4.4. Im Zusammenhang mit dem präoperativen Fehlstellungsgrad	51
4.5. Im Zusammenhang mit dem präoperativen BMI-Wert	53
4.6. Im Zusammenhang mit der Prthorsengröße	55
5. DISKUSSION	56
5.1. Zusammenfassung der Ergebnisse	56
5.2. Diskussion der Methoden	58
5.3. Limitierung der Studie	59
6. LITERATURVERZEICHNIS	61
7. ANHANG	69
7.1. Abbildungsverzeichnis	69
7.2. Tabellenverzeichnis	73

Abkürzungsverzeichnis

a.p.	anterior posterior
α	Alpha
Abb.	Abbildung
BMI	Body Mass Index
CAS	Computer assistierte Chirurgie
CCD-Kameras	Charge-coupled device -Kameras
Dist.	Distal
EHIS	European Health Interview Survey
et al.	et alii
GBS	Ganzbeinstand
GEDA	Gesundheit in Deutschland aktuell
HKA	Hüft-Kniewinkel
ICC	Intraklassen-Korrelation
IGF	Insulin-like growth factor
IL	Interleukin-1
kg	Kilogramm
L	Links
m	Meter
ML	medio-lateral
μm	Mikrometer
N	Nummer
OA	Osteoarthritis
OD	Osteochondrosis Dissecans
Prox.	Proximal
PSI	Patientenspezifische Faktoren
R	Rechts
r	Korrelationskoeffizient von Pearson
Rö	Röntgen
RMS	Root-Mean-Square
SD	Standard Deviation
TEP	Totalendoprothese
TKA	Total Knee Arthroplasty
TNF	Tumornekrosefaktor
UHMWP	Ultrahochmolekulares Polyethylen
WB	Weight Bearing
WHO	World Health Organisation
WOMAC	Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index

1. Zusammenfassung

Einleitung: Die präzise Ausrichtung der Komponenten und das Ausbalancieren der Weichteile gelten als zwei entscheidende Faktoren für den Erfolg einer Knieendoprothese.^{1,2} Das Versagen von Knie-Totalendoprothesen ist das Ergebnis einer Vielzahl von Faktoren. Mehr als 50 % der frühen Revisionsfälle werden jedoch auf Instabilität, fehlerhafte Ausrichtung oder Positionierung sowie unzureichende Fixierung zurückgeführt. In den meisten dieser Fälle sind diese Ursachen auf mangelhafte chirurgische Techniken zurückzuführen.³ In der vorliegenden Studie wurde die radiologische mechanische Beinachse mit der intraoperativ ermittelten mechanischen Beinachse mittels eines Infrarot-Navigationssystems verglichen.

Material und Methoden: Hierzu wurden die prä- und postoperativen Röntgenuntersuchungen (Ganzbeinstand-Röntgenaufnahmen) sowie die Navigationsdaten (OrthoPilot® von Fa. B. Braun, Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) von 100 Patienten nachuntersucht und verglichen, die im Zeitraum zwischen Januar 2019 und November 2021 im Lukas Krankenhaus Bünde mit bicondylärem Knie versorgt wurden. Zusätzlich wurden präoperativ patientenspezifische Faktoren wie Alter, Body Mass Index (BMI) und Prothesengröße dokumentiert. Alle Patienten wurden retrospektiv ausgewählt und wiesen eine primäre Gonarthrose auf. Operativ erhielten sie eine zementierte Knieprothese (e.motion® System von Fa. Aesculap®)

Auch die Korrelation zwischen dem präoperativen Grad der Fehlstellung und der intraoperativ gemessenen Genauigkeit der Computernavigation wurde untersucht. Alle Patienten wurden mit derselben operativen Technik und unter denselben Bedingungen behandelt. Die Ganzbeinstand-Röntgenaufnahmen wurden unter Anleitung eines Oberarztes der Radiologie in der Radiologie Abteilung des Lukas Krankenhauses durchgeführt.

Ergebnisse: Diese Studie zeigt, dass Computer assistierte Navigation bei Implantation von Knie TEP eine hervorragende Präzision in der Koronalen Ebenen erzielen kann. Sehr gute Übereinstimmung der gemessenen mechanischen Beinachse zwischen konventionellen Röntgen und Computer-Navigation bei den präoperativen Messungen und gute Übereinstimmung postoperativ. Sehr gute Präzision der Computer assistierte Navigation bei dem höheren präoperativen Grad der Fehlstellung. Je mehr der Grad der präoperativen Fehlstellung wäre desto höhere Übereinstimmung zwischen Röntgen gemessenen mechanischen Beinachse und Computer-Navigation ermittelten Daten. Eine sehr gute Präzision und

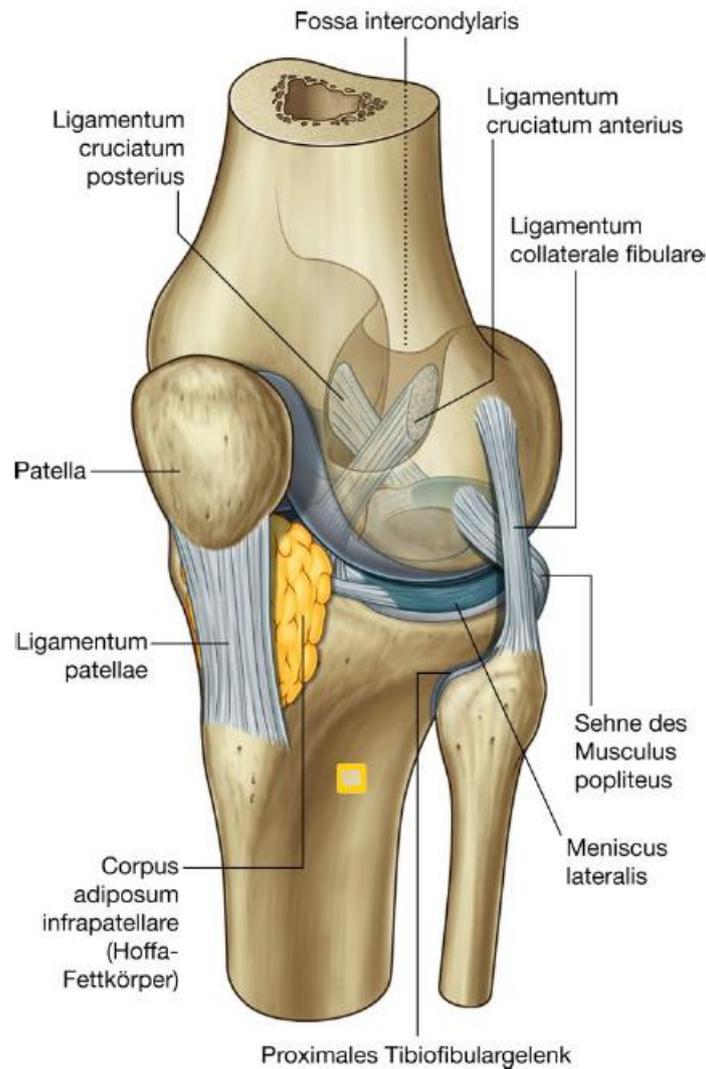
Übereinstimmung zwischen Röntgen und Computer assistierte Navigation bei Patienten mit BMI-Wert von ≥ 30 kg/m². Jedoch weniger Übereinstimmung als bei nicht Adipösen Patienten.

2. Einleitung

2.1.1. Anatomie des Kniegelenks

Um Knieprobleme zu verstehen, ist es entscheidend, die Anatomie dieses äußerst komplexen Gelenks zu kennen. Funktionell betrachtet besteht das Knie aus zwei Gelenken: dem patellofemoralem und dem tibiofemoralem Gelenk. Die Stabilität dieser Gelenke wird durch eine Kombination aus stabilen Bändern, aktiver Muskelfunktion, der Meniskuskapselaponeurose, der Knochentopografie und der Gelenkbelastung erreicht. In der Normalposition bildet das Kniegelenk bei gestrecktem Bein einen Winkel von etwa 174 Grad zwischen den Längsachsen des Oberschenkelknochens (Femur) und des Schienbeins (Tibia), aufgrund der schrägen Ausrichtung des Oberschenkelschaftes. Es ist von besonderer Bedeutung, dass die Lotlinie des Beins – eine Verbindungslinie zwischen dem Zentrum des Oberschenkelkopfes (Caput femoris) und der Mitte der Ferse (Kalkaneus) – senkrecht durch die Mitte des Kniegelenks verläuft, um eine gleichmäßige Verteilung des Drucks im Kniegelenk zu gewährleisten.⁴

Früher war das Verständnis der Struktur und Funktion des lateralen und posterolateralen Knies unzureichend erforscht. In jüngerer Zeit gab es jedoch bedeutende Fortschritte in der quantitativen Anatomie und Biomechanik dieser Region. Diese Fortschritte haben zur Entwicklung von Rekonstruktionstechniken auf anatomischer Basis geführt und zu verbesserten objektiven und subjektiven patientenbezogenen Ergebnissen beigetragen. Das laterale Knie setzt sich aus insgesamt 28 einzigartigen Strukturen zusammen. Zu den Hauptkomponenten, die zur seitlichen Stabilität des Knies beitragen, gehören das Ligamentum collaterale fibularis, die Popliteussehne und das Ligamentum popliteofibulare⁶⁸. Das mediale Kompartiment des Knies wird gestützt durch einen Teil des Retinaculum extensorum und das mediale Kollaterale Band⁶⁹. Das vordere Kreuzband (VKB) ist ein Band aus dichtem Bindegewebe, das vom Oberschenkelknochen zum Schienbein verläuft. Das VKB ist eine Schlüsselstruktur im Kniegelenk, da es der vorderen Tibiaverschiebung und Rotationsbelastungen standhält⁷⁰. Das HKB ist ein sehr starkes Band, dessen maximale Zugbelastung zwischen 739 und 1.627 N liegt. Dies ist stärker als das vordere Kreuzband bei Proben ähnlichen Alters. Die PCL ist die primäre Stütze des hinteren Schienbeinzuges und leistet etwa 90 % des Widerstandes über den größten Teil des Kniebeugebogens⁷¹.



Kniegelenk. Die Gelenkkapsel ist nicht abgebildet.

Abbildung 1: Anatomie des Kniegelenks ⁵

Die Bewegungsabläufe im Kniegelenk sind äußerst komplex. Grundsätzlich handelt es sich beim Knie um eine besondere Form eines beweglichen Dreh-Scharniergelenks, das Flexion (Beugung) und Extension (Streckung) ermöglicht. Ähnlich wie bei anderen Scharniergelenken wird die Stabilität des Knies durch seitliche Kollateralbänder verstärkt. Zusätzlich existieren zwei kräftige Kreuzbänder, die die angrenzenden Enden des Oberschenkelknochens (Femur) und des Schienbeins (Tibia) miteinander verbinden und während der Kniebewegungen deren Position stabilisieren.

Die Beugung im Kniegelenk erfolgt durch eine Kombination von Roll- und Gleitbewegungen. Im gebeugten Zustand ermöglicht das Kniegelenk auch Rotation. In maximal gestreckter Position tritt eine geringfügige Außenrotation auf. Diese

Position erlaubt keine weitere Rotation. Jedes Kniegelenk besitzt zwei halbmond- oder C-förmige fibrocartilaginäre Menisken – den Innenmeniskus (Meniscus medialis) und den Außenmeniskus (Meniscus lateralis). Diese Menisken sind auf beiden Seiten über straffes Bindegewebe fixiert. Sie gleichen Unebenheiten zwischen den Gelenkknorren von Femur und Tibia während der Kniebewegungen aus und tragen zur Stabilisierung des Femorotibialgelenks bei.

Die Stabilisierung beruht auf ihrer keilförmigen Struktur, die eine Art "Hemmschuhwirkung" erzeugt. Aufgrund ihrer Beweglichkeit fungieren die Menisken als transportable Gelenkflächen, die den Gelenkdruck verteilen und somit zu einer gleichmäßigen Beanspruchung des Gelenks beitragen.⁵

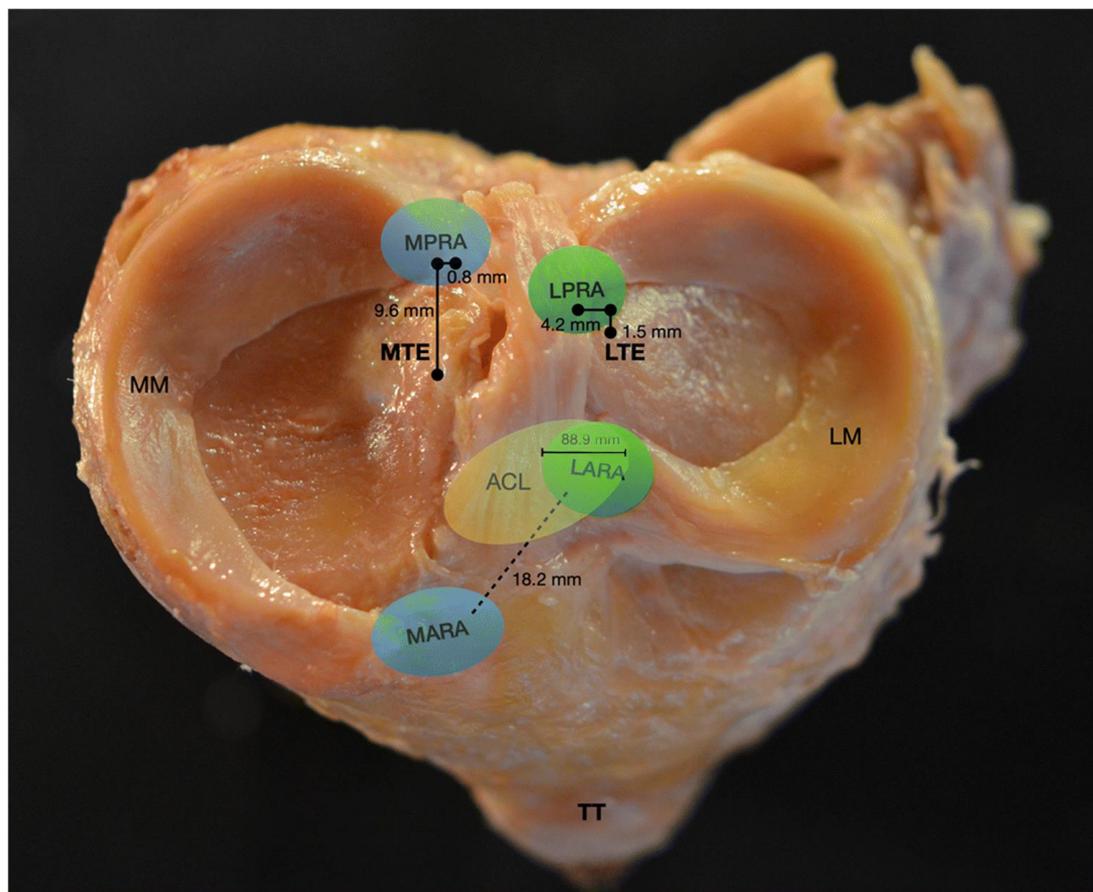


Abbildung 2: Anatomische Beziehungen der medialen und lateralen Meniskuswurzeln. MARA, mediale vordere Wurzelbefestigung; LARA, laterale vordere Wurzelbefestigung; MPRA, mediale hintere Wurzelbefestigung; LPRA, laterale hintere Wurzelbefestigung; MM, medialer Meniskus; LM, lateraler Meniskus; MTE, mediale Tibiaeminenz; LTE, laterale Tibiaeminenz; ACL, vorderes Kreuzband; TT, Tuberositas tibiael⁶

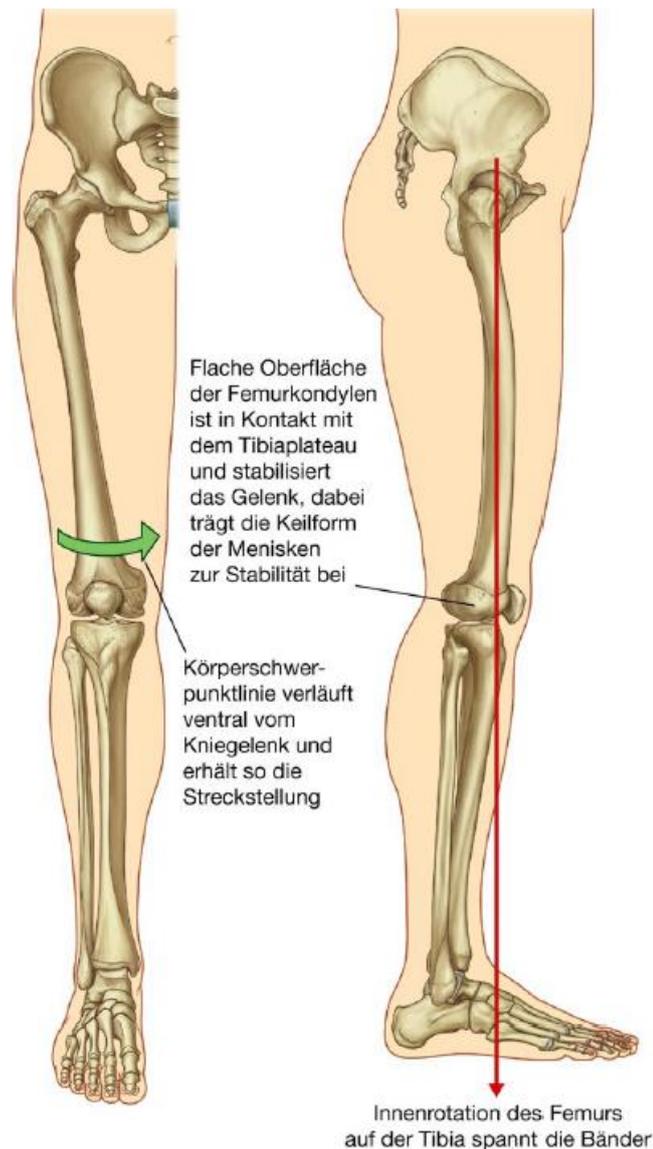


Abbildung 3: Stabilisationsmechanismus des Kniegelenkes bei aufrechtem Stand⁵

2.1.2. Die Beinachsen und Kniegelenk Fehlstellungen

Das Profil und die Form des Beins werden maßgeblich vom Oberschenkel und dem Knie beeinflusst. Besondere funktionelle Bedeutung hat die Ausrichtung der Tragachse in Bezug auf den Mittelpunkt des Kniegelenks. Ein Bein gilt als gerade, wenn die Tragachse in der Frontalebene durch das Zentrum des Femurkopfs, des Knies und des oberen Sprunggelenks verläuft (Mikulicz-Linie). Im aufrechten Stand, wenn die Füße nach vorne gerichtet sind, berühren sich die medialen (inneren) Kondylen des Oberschenkelknochens⁷.

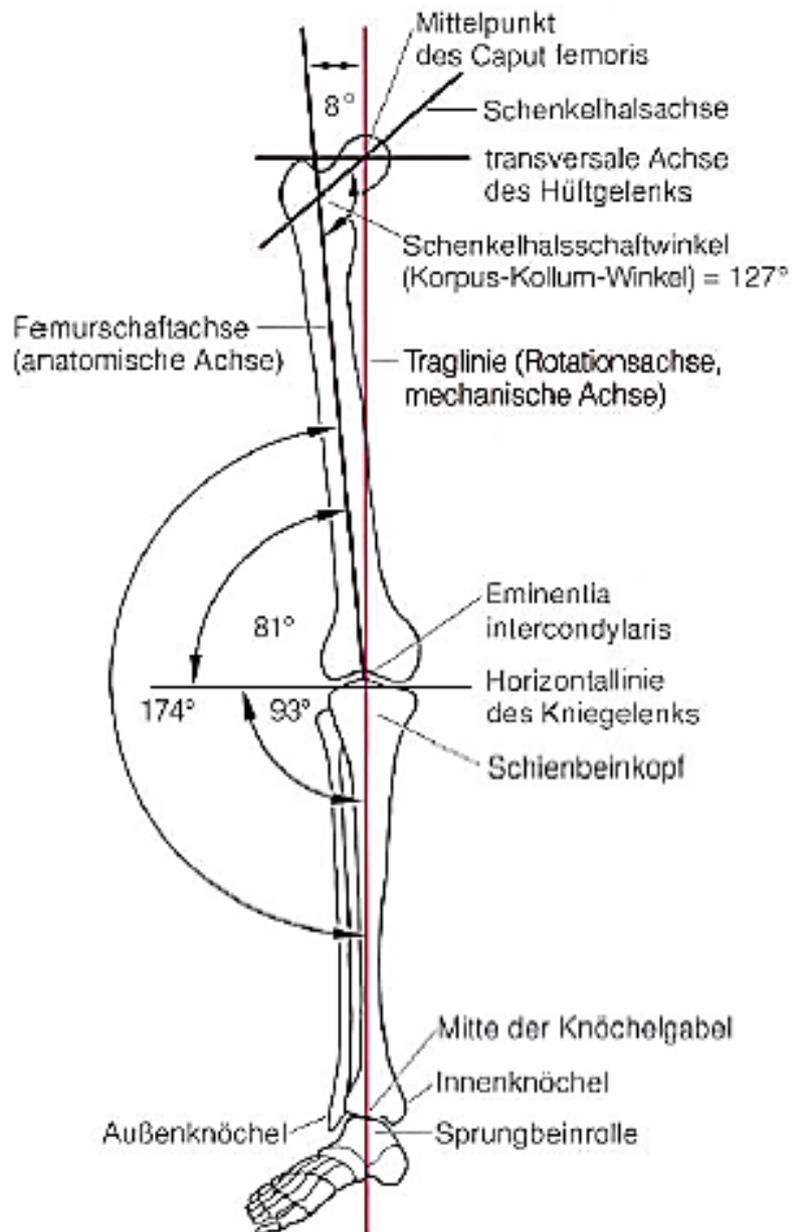


Abbildung 4: Rot; Traglinei (Mikulicz Linie)⁷

Bei einer X-Bein-Stellung befindet sich der Mittelpunkt des Kniegelenks medial der Traglinie (Genu valgum) (siehe Abbildung 2b), wodurch das Knie nach innen gebogen ist. Diese Beinsetzung etabliert sich nach dem zweiten Lebensjahr aufgrund von Veränderungen in der Hüftausrichtung während des Wachstums. Es gibt eine Übergangsphase, in der die Beine eine geradere Stellung einnehmen. Letztendlich wird die vollständig gerade Beinsetzung im zweiten Lebensjahrzehnt erreicht.

Bei einer O-Bein-Stellung liegt der Mittelpunkt des Kniegelenks lateral der Traglinie (Genu varum) (siehe Abbildung 2c), wodurch das Bein nach außen gebogen ist. Diese Abweichung steht in Verbindung mit der Ausrichtung des Oberschenkelhalses (Collum femoris) und ist typisch für Neugeborene⁷.

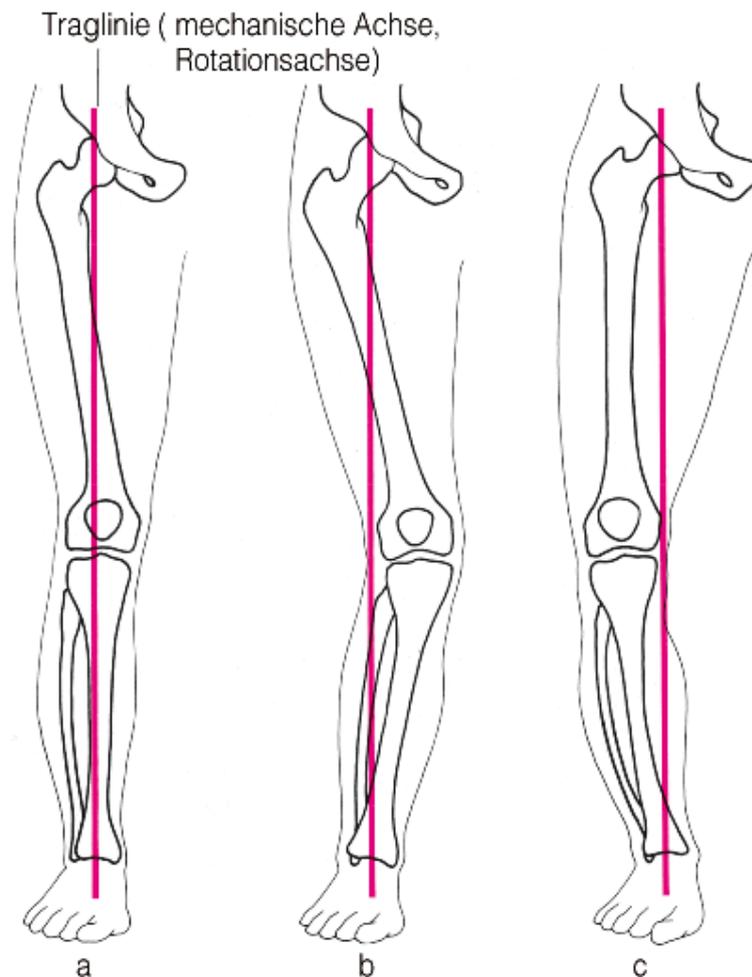


Abbildung 5: Traglinie des Beins. a Normal, b bei Genu valgum; c bei Genu varum. Die Traglinie ist mit der mechanischen

Achse=Rotationsachse des Beins identisch. Um die Rotationsachse erfolgt die Drehung des Beins im Hüftgelenk. **(Nach Frick et al. 1980)**⁷

Auch die prä- und postoperative seitliche Ausrichtung des Knies ist ein bedeutender Vorhersagefaktor für das mögliche Versagen einer vollständigen Kniegelenkersatzoperation (Knie-TEP)⁸.

Es gibt verschiedene Arten von Kniefehlstellungen, die die Funktion des Knies beeinträchtigen und zu verschiedenen Problemen führen können. Unter einer Kniefehlstellung versteht man eine abnorme Ausrichtung der Knochen und Strukturen, aus denen das Kniegelenk besteht. Hier sind einige der häufigsten Arten von Kniefehlstellungen:

- Varusknie (Genu Varum): Bei einer Varus-Fehlstellung weicht die Tibia von der normalen Ausrichtung mit dem Femur nach außen ab. Dies hat zur Folge, dass sich das Kniegelenk nach innen beugt (O Bein Stellung), was zu einem erhöhten Druck auf den medialen Kniegelenkspalt führen kann.⁹
- Valgusknie (Genu Valgum): Bei einem Valgusknie (Xbein Stellung) weicht das Schienbein von der normalen Ausrichtung mit dem Oberschenkelknochen nach innen ab. Dies führt dazu, dass sich das Kniegelenk nach außen beugt, wodurch die laterale Gelenkanteile des Kniegelenks mehr belastet werden.
- Genu Recurvatum: Bei dieser Art von Kniefehlstellung überstreckt das Knie, d. h., es beugt sich über den normalen Bewegungsumfang hinaus nach hinten. Genu-Recurvatum-Fehlstellungen sind vor einer Knie-Totalendoprothese ungewöhnlich und treten bei weniger als 1 % der Patienten auf.¹⁰
- Rotationsfehlstellung: Bei dieser Art von Fehlstellung handelt es sich um eine abnorme Rotation des Schienbeins oder Oberschenkels, die die Funktion des Kniegelenks beeinträchtigen kann. Sie kann zu Problemen wie der Instabilität nach der Knie-TEP Implantation führen. Die Rotation der Komponenten ist ein wichtiger Faktor für den klinischen Erfolg der Knie-TEP.
- In dieser Studie haben wir uns mit der koronaren Ausrichtung mithilfe eines Navigationssystems befasst und wie in vielen Literaturen üblich die Varus/Valgus-Fehlstellungen in drei Stufen eingeteilt:
- Leichte Varus/Valgus-Deformität: Hierbei handelt es sich um eine geringfügige Abweichung des Schienbeins vom Femur, gekennzeichnet durch einen Varus/Valgus-Winkel von in der Regel weniger als 5 Grad.
- Mittelschwere Varus/Valgus-Deformität: Eine mittelschwere Varus/Valgus-Deformität liegt vor, wenn der Varuswinkel typischerweise zwischen 5 und 10 Grad liegt.

- Schwere Varus/Valgus-Deformität: Diese Deformität ist durch eine erhebliche Abweichung des Schienbeins vom Oberschenkelknochen gekennzeichnet, wobei der Varus/Valgus-Winkel in der Regel mehr als 10 Grad beträgt.

2.1.3. Biomechanik des Kniegelenks

Um die Erholungszeiten der Patienten nach einer Gelenkersatzoperation zu minimieren und eine schnelle sowie umfassende Wiederherstellung der Funktion während der Rehabilitation zu ermöglichen, ist ein grundlegendes Verständnis der mechanischen Bedingungen unerlässlich. Dieses Wissen über die mechanischen Bedingungen ist von besonderer Bedeutung, da einerseits die Gelenksprothese die makroskopischen Bedingungen des Gelenks maßgeblich verändert. Andererseits beeinflusst das chirurgische Vorgehen – insbesondere im Fall des Kniegelenks – die Balance und Aktivität der Weichteile, was wiederum die mechanischen Rahmenbedingungen beeinflusst, unter denen die knöcherne Integration des Implantats stattfindet¹¹.

Im Jahr 1870 beschrieb Wolff erstmals einen Zusammenhang zwischen Belastung, Beanspruchung und anatomischen Strukturen. Dieses Konzept konkretisierte er später im sogenannten Wolff'schen Gesetz (Wolff 1892). Aufbauend auf Wolffs Erkenntnissen veröffentlichte Koch 1917 die erste analytische Bestimmung der Beanspruchung langer Röhrenknochen. Jedoch wurde erst später die bedeutende Rolle der Muskelkräfte für die Belastung und Beanspruchung des Röhrenknochens deutlich (Pauwels 1951). Pauwels verdeutlichte anhand der Abduktoren und des iliotibialen Bandes den knochenschonenden Effekt der Muskulatur auf die Beanspruchung¹¹⁻¹³.

2.2. Die Gonarthrose

2.2.1. Gonarthrose Definition

Arthrose/Osteoarthritis (OA) stellt die am häufigsten auftretende Gelenkerkrankung in entwickelten Ländern dar und zählt zu den Hauptursachen für anhaltende Beeinträchtigungen. Diese resultieren größtenteils aus Gonarthrose und/oder Coxarthrose¹⁴. Gonarthrose gewinnt nicht nur aufgrund ihre vergleichsweise hohe Verbreitung gegenüber anderen Formen von Arthrosen an Bedeutung, sondern auch aufgrund ihres Auftretens in früheren Lebensabschnitten, insbesondere bei jüngeren Altersgruppen von adipösen Frauen. Die Anzahl der Neuerkrankungen von

Gonarthrose steigt mit dem Alter und erhöhter Lebenserwartung sowie mit einem höheren Durchschnittsgewicht in der Bevölkerung weiter an¹⁵.

2.2.2. Ätiologie der Gonarthrose

Die Gonarthrose wird in primäre (idiopathische) und sekundäre Arthrose unterteilt. Innerhalb der verschiedenen Komponenten des Kniegelenks ist der hyaline Gelenkknorpel das Hauptziel schädlicher Einflüsse, die zur Entstehung von Arthrose führen, und auch die Struktur, in der die Krankheit ihren Anfang nimmt. Etwa 95 % des hyalinen Knorpels bestehen aus extrazellulärer Matrix. Der Begriff "Gelenkorgan" wurde von Otte et al. geprägt, um die gemeinsame funktionelle Bedeutung aller Bestandteile des Gelenks zu betonen¹⁶. , von den knöchernen Komponenten, die mit hyalinem Knorpel bedeckt sind, über die Kapsel, Bänder und Menisken bis hin zu den Muskeln, die für seine Bewegung verantwortlich sind.

Ursachen der sekundären Osteoarthritis des Knies:¹⁷

- Posttraumatisch
- Angeboren/Fehlbildung
- Fehlstellung (Varus/Valgus)
- Postoperativ
- Stoffwechselerkrankung
 - Rachitis
 - Hämochromatose
 - Chondrokalzinose
 - Ochronose
- Endokrine Störungen
 - Akromegalie
 - Hyperparathyreoidismus
 - Hyperurikämie

- Aseptische Osteonekrose (Osteochondrosis Dissecans)



Abbildung 6: OD distale mediale Femur Condylus rechts Kniegelenk bei einem 50 jährigen Patient. Rechts arthroskopische Bilder, links seitliche Röntgen Aufnahme. (Lukas Krankenhaus Bünde).

2.2.3. Epidemiologie

Ein erheblicher Anteil der globalen Belastung durch chronische Schmerzen resultiert aus Erkrankungen des Bewegungsapparates. Dies macht Muskel-Skelett-Erkrankungen zu einer bedeutenden Herausforderung im Bereich der öffentlichen Gesundheit in den meisten Industrieländern¹⁸. In der älteren Bevölkerung wird die Gesamthäufigkeit von chronischen muskuloskelettalen Schmerzen auf etwa 35,7 %

geschätzt¹⁹. Zu den am häufigsten auftretenden Muskel-Skelett-Erkrankungen zählen Kreuzschmerzen und OA, die insbesondere bei Personen über 50 Jahren einen erheblichen Einfluss auf die Beeinträchtigung haben²⁰.

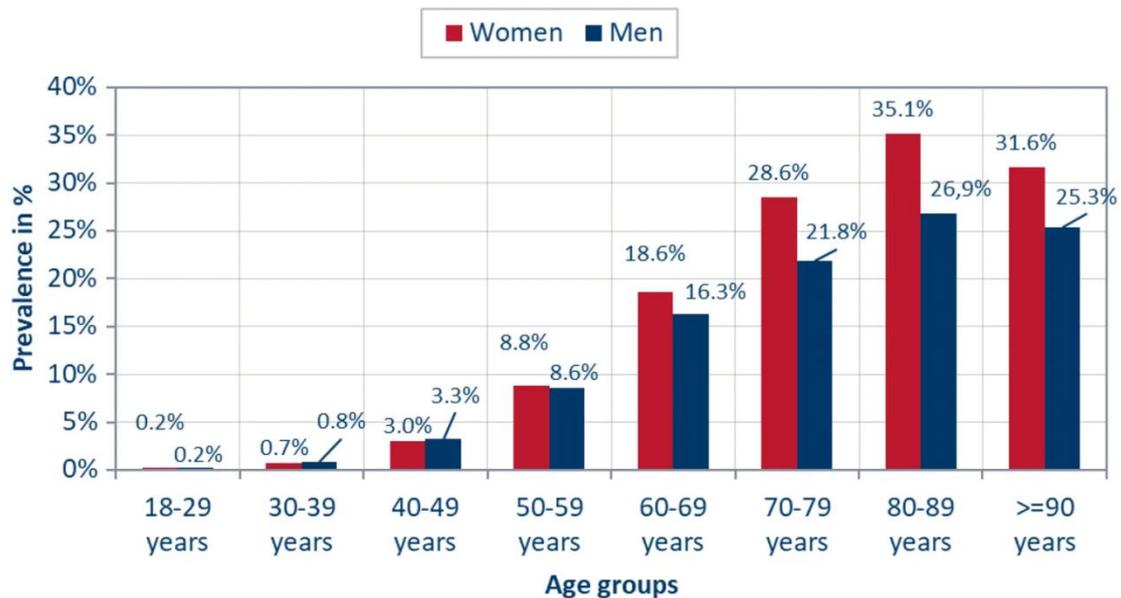


Abbildung 7: Alters- und geschlechtsspezifische 1-Jahres-Prävalenz von Hüft-/Knie Arthrose im Jahr 2016²¹

In einer Studie im Jahr 2017 gaben 17,9 % der Erwachsenen ab 18 Jahren in der vergangenen zwölf Monaten an, an Arthrose gelitten zu haben. Hierbei war die Prävalenz bei Frauen (21,8 %) höher als bei Männern (13,9 %). Die Häufigkeit von Arthrose steigt mit dem fortschreitenden Alter an. In der Altersgruppe der über 65-Jährigen sind etwa die Hälfte der Frauen (48,1 %) und beinahe ein Drittel der Männer (31,2 %) von dieser Erkrankung betroffen. Die anhaltende Alterung der Bevölkerung lässt darauf schließen, dass die Verbreitung von Arthrose in Deutschland zukünftig weiter ansteigen wird²². Arthrose betrifft schätzungsweise mehr als 40 Millionen Menschen in Europa und hat ein Lebenszeitrisiko von 45 % für Gonarthrose^{23,24}.

2.2.4. Pathophysiologie

Die dynamische Balance zwischen dem stetigen Auf- und Abbau der Knorpelmatrix wird durch das Wechselspiel von anabolen Faktoren (wie Insulin-like growth factor 1 [IGF] I und II) und katabolen Faktoren (wie Interleukin-1, Tumornekrosefaktor [TNF]-Alpha und Proteinasen) reguliert. Diese Mechanismen haben die Fähigkeit, die negativen Auswirkungen, die zur Arthrose führen, bis zu einem gewissen Grad zu bekämpfen oder auszugleichen. Sie stimulieren und modifizieren die Stoffwechselaktivität der Chondrozyten. Falls jedoch die schädlichen Einflüsse das

Kompensationsvermögen des Systems überschreiten, beginnt der Matrixabbau. Dies markiert den ersten Schritt in der Entstehung von Arthrose, die im Verlauf zu einer fortschreitenden Erkrankung führen kann. Die genaue Ursache für die Degeneration des Knorpels ist noch nicht völlig verstanden. Es wird vermutet, dass sowohl mechanische als auch enzymatische Faktoren die Funktion der Chondrozyten beeinträchtigen und die Matrix schädigen können³⁸.

Die Pathophysiologie der Gonarthrose ist ein komplexes Zusammenspiel verschiedener Faktoren, die zur fortschreitenden Degeneration der Gelenkstrukturen führen. Als Folge von Abnutzung des Gelenkknorpels im Laufe der Zeit beinhaltet die Gonarthrose eine Kaskade von biologischen Prozessen, die zu verschiedenen Symptomen der Arthrose wie Schmerzen, Bewegungseinschränkung führen.

1. **Dysfunktion der Chondrozyten:** die Zellen, die für einen gesunden Knorpel verantwortlich sind. Die Chondrozyten erfahren Dysfunktion wegen mechanischem Stress, genetischer Basis, und entzündlichen Zytokinen. Diese führt zur Funktionsstörung im Knorpelgewebe.
2. **Synovialitis:** Die Synovia membran, die Gelenkflüssigkeit produziert (Gelenkschmiere), entzündet sich bei der Gonarthrose. Die Synovitis führt zur Ausschüttung von Enzymen, die zum Knorpelabbau führen.
3. **Chronische Entzündung:** Chronische, geringgradige Entzündungen im Gelenk, ausgelöst durch Zytokine wie Interleukin-1 (IL-1) und Tumor-Nekrose-Faktor-alpha (TNF- α), spielen eine entscheidende Rolle im Fortschreiten der Kniegelenk-Arthrose. Die Entzündung verschlimmert den Knorpelabbau und führt zu weiteren Gewebeschäden.
4. **Osteophytenbildung:** Der Körper bildet, als Kompensationsreaktion auf den Knorpelverlust Osteophyten an den Gelenkrändern. Die Osteophyten dienen dazu, das Gelenk zu stabilisieren, trotzdem können diese knöchernen Vorsprünge zu Schmerzen und Gelenkdeformation beitragen.
5. **Genetische Prädisposition:** Die genetischen Faktoren spielen eine Rolle bei der Veranlagung für Gonarthrose. Bestimmte Genvarianten sind mit einem erhöhten Risiko für das Auftreten der Arthrose verbunden.

6. Verletzungen von Menisken und Bändern: Degeneration oder Schädigung von Menisken und Bändern beeinträchtigen die Gelenkfunktion und führen zu Instabilität.
7. Abbau des Gelenkknorpels: ist ein charakteristisches Merkmal der Gonarthrose. Dieser Knorpelverlust resultiert aus einem Ungleichgewicht zwischen Knorpelabbau und Wiederherstellung.
8. Alterung und mechanischer Stress: Fortgeschrittenes Alter und langanhaltender mechanischer Stress auf das Gelenk durch Faktoren wie Übergewicht, Beruf und körperliche Aktivität tragen zur Entstehung der Kniegelenk-Arthrose bei.
9. Neurogene Entzündung: Neue Erkenntnisse deuten darauf hin, dass Nervenfasern innerhalb des Gelenks zur Entzündung und Sensibilisierung für Schmerzen beitragen können, was die Symptome der Kniegelenk-Arthrose weiter verschlimmert.
10. Veränderungen im subchondralen Knochen: Veränderungen im subchondralen Knochen, der Knochenschicht direkt unterhalb des Knorpels, sind bei der Gonarthrose häufig zu beobachten. Erhöhter Knochenumbau, Sklerose und Zystenbildung sind übliche Merkmale.

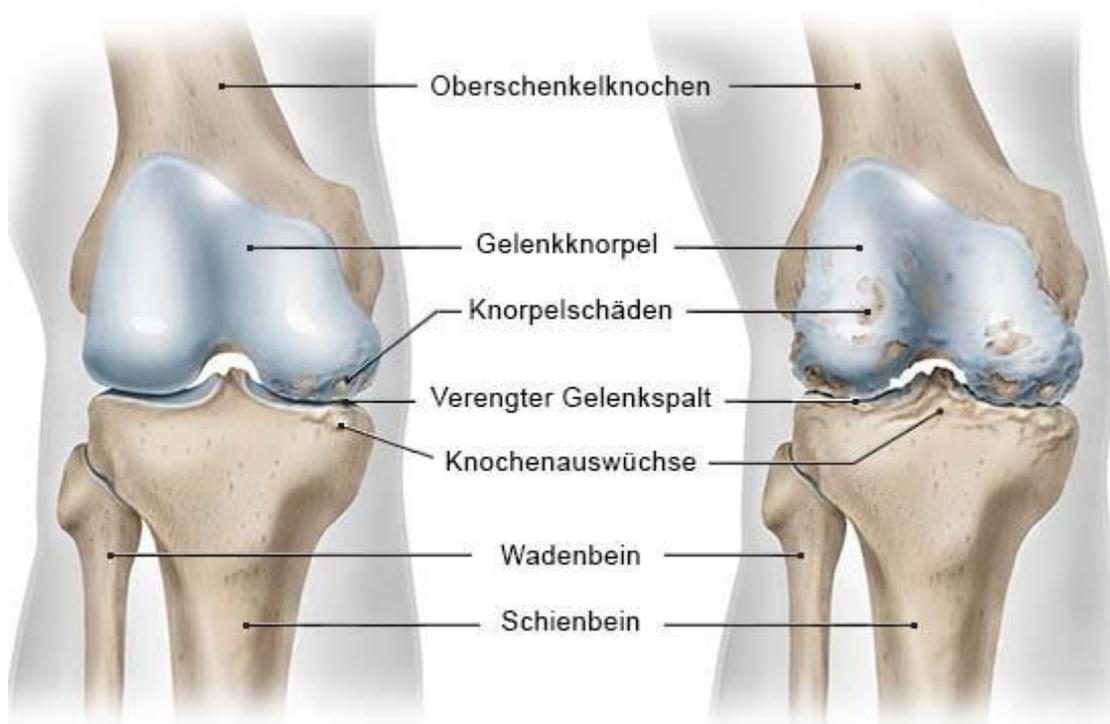


Abbildung 8: Blick auf das rechte Knie von vorne ohne Kniescheibe; links mit unilaterale Arthrose (medial), rechts mit fortgeschrittener Pangonarthrose Arthrose (medial und lateral)³⁹.

2.2.5. Klinische und radiologische Einteilung der Gonarthrose

Der Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC) wird häufig zur Bewertung von Hüft- und Kniearthrose verwendet. Dies ist ein selbstverwalteter Fragebogen, der aus 24 Elementen besteht und in 3 Unterkategorien unterteilt ist⁴⁰.

Schmerz (5 Elemente): Beim Gehen, Treppensteigen, im Bett, im Sitzen oder Liegen und beim aufrechten Stehen.

Steifheit (2 Elemente): Nach dem ersten Aufwachen und später im Laufe des Tages.

Körperliche Funktion (17 Elemente): Treppensteigen, Aufstehen aus dem Sitzen, Stehen, Bücken, Gehen, Ein- und Aussteigen aus dem Auto, Einkaufen, Socken an- und ausziehen, Aufstehen aus dem Bett, Liegen im Bett, Ein- und Aussteigen aus der Badewanne, Sitzen, Auf- und Absteigen von der Toilette, schwere häusliche Pflichten, leichte häusliche Pflichten.

Der WOMAC-Index wurde 1982 an den Universitäten Western Ontario und McMaster entwickelt. Er ist in mehr als 65 Sprachen verfügbar und wurde sprachlich validiert.

In der Forschung wurden zahlreiche Variationen des Kellgren-und-Lawrence-Klassifizierungssystems verwendet.⁴¹ Im Folgenden finden Sie die ursprüngliche Beschreibung:

Grad 0 (keine): Klare Abwesenheit von radiographischen Anzeichen einer Arthrose.

Grad 1 (zweifelhaft): Zweifelhafte Einengung des Gelenkspalts und mögliche Bildung von osteophyten.

Grad 2 (minimal): Klare Präsenz von Osteophyten und mögliche leichte Einengung des Gelenkspalts.

Grad 3 (mäßig): Mäßig ausgeprägte Anzahl von Osteophyten, deutliche Einengung des Gelenkspalts, leichte Sklerosierung sowie potenzielle Verformung der Knochenenden.

Grad 4 (schwer): Ausgeprägte Osteophyten, deutliche Einengung des Gelenkspalts, starke Sklerosierung und klare Verformung der Knochenenden.



Abbildung 9: Die Röntgenaufnahmen des rechten Kniegelenks in anteroposteriorer Projektion (linkes Bild) und lateraler Projektion (rechtes Bild) zeigen eine fortgeschrittene Gonarthrose, klassifiziert nach Kellgren- und Lawrence als Grad 4 (Lukas Krankenhaus Bünde).



Abbildung 10: Das Röntgenbild des rechten Kniegelenks in Ganzbeinstand zeigt einen aufgehobenen Gelenkspalt medialseitig mit Randosteophyten und subchondraler Sklerosierung im lateralen Gelenkanteil. Die Gonarthrose wird nach der Kellgren- und Lawrence-Klassifikation als Grad 3 eingestuft (Lukas Krankenhaus Bünde)

2.3. Die Knieprothesen

2.3.1. Entwicklung der Knieprothesen

Im Jahr 1968 wurde die allererste vollständige Knieersatzoperation durchgeführt. Allerdings startete die Entwicklung der Knievollendoprothese bereits in den frühen 1860er Jahren, als der deutsche Chirurg Themistokles Gluck erstmals ein eisernes Scharniergelenk operativ implantierte²⁵. Die Entwicklung der unikompartimentellen Knieendoprothetik begann in den 1940er und 1950er Jahren und hat sich im Laufe der Zeit immer weiterverbreitet²⁶. Die frühen Implantate waren als Hemiarthroplastik/Spacer gestaltet, während die modernen Implantate eher einer vollständigen Knieendoprothese ähneln. In den frühen 1970er Jahren wurde das Kondylarknie sowohl in den Vereinigten Staaten als auch im Ausland unabhängig voneinander entwickelt. Das Konzept, die tibiofemorale Kondylenflächen durch eine zementierte Fixierung zu ersetzen, während die Kreuzbänder erhalten bleiben, wurde in dieser Zeit formuliert und verfeinert. Parallel dazu wurde auch das Kondylarknie mit Erhalt des hinteren Kreuzbands eingeführt, um schwerwiegende

Kniedeformitäten zu korrigieren. Bis 1974 waren der Ersatz des Patellofemoralgelenks und die Entscheidung über den Erhalt oder das Opfern der Kreuzbänder bereits etablierte Standards in der Praxis geworden.²⁷ Die ersten Knieprothesen-Designs wurden weithin akzeptiert, da sie das Potenzial hatten, die Schmerzen bei Arthrose Patienten zu verringern und die Gehfähigkeit wiederherzustellen. Die frühe Prothesentechnologie simulierte jedoch die Kniekinematik nicht angemessen, was zu einer geringeren Rückkehr zum Sport nach Knie Totalendoprothese im Vergleich zur Hüfttotalendoprothese und zu erheblichen Revisionsraten aufgrund von Polyethylenverschleiß führte²⁸.

2.3.2. Computer assistierte Navigation und Roboter-assistierte Knie-TEP

Die Fortschritte in der Polyethylentechnologie markierten einen bedeutenden Meilenstein in der Entwicklung der Knieprothesen, der die Rate der Revisionseingriffe spürbar reduzierte. Dennoch konnte die Notwendigkeit von Überarbeitungen nicht vollständig ausgeschlossen werden. Zusätzlich zu dieser Entwicklung wurde eine weitere Verbesserung des Polyethylenverschleißes erreicht, indem hochvernetztes Polyethylen mit Vitamin E vermischt²⁹ oder durch Elektronenstrahlen behandelt wurde.³⁰ Das Pionierbeispiel für ein In-vitro-Computer-Assistenz-Navigationssystem fand im Jahr 1991 statt, als Professor Nolte im Labor von Muller eine computergesteuerte Pedikelschraube in einen Wirbel eines Sägeknochens einsetzte³¹. Die erste navigierte Knie totalendoprothese Implantation wurde 1997 in Grenoble Picard and Saragaglia mit einem bildfreien Navigationssystem³² durchgeführt, das ein kinematisches Modell zur Bestimmung der mechanischen Ausrichtung der Extremität verwendete. Spätere Systeme fügten anatomische Landmarken von Knie und Knöchel hinzu, um die Genauigkeit zu verbessern³³.

Derzeit stehen folgende Modelle von Prothesen zur Verfügung :

- Oberflächenersatzprothesen, die das Kreuzband erhalten, mit festen Inlays
- Oberflächenersatzprothesen, die das Kreuzband ersetzen, mit hinterer Stabilisierung oder ultrakongruenten Inlays
- Oberflächenersatzprothesen mit beweglichen Inlays, sowohl für den Erhalt als auch für den Ersatz des Kreuzbands³⁴.

Ein weiterer Schritt in der Entwicklung der Knie TEP ist die Robotik assistierte Knie TEP. Die roboterassistierte Knie TEP bietet im Vergleich zur Computernavigation eine bessere Funktionalität, ist aber deutlich teurer. Ob die robotergestützte Knie TEP wesentliche Vorteile gegenüber der Navigation bietet, ist noch nicht abschließend bewiesen. Unabhängig von der Form ist der Einsatz der computergestützten Knie TEP weltweit auf dem Vormarsch und wird auch in Zukunft bleiben³⁵.

Zielwert für die Ausrichtung der Achse entwickelt. Veröffentlichungen haben gezeigt, dass sogenannte Ausreißer, die außerhalb des angestrebten Bereichs von 0-3°

liegen, keine signifikant erhöhte Lockerungsrate aufweisen. Es wurde auch nachgewiesen, dass eine leichte Varusstellung nach einer Prothesenimplantation mit einem verbesserten Ergebnis in Verbindung gebracht wird. Wenn jedoch zu einer möglicherweise beabsichtigten leichten Varusstellung eine unbeabsichtigte Abweichung von den normalerweise unbedenklichen 3° hinzukommt, kann dies langfristig zu Problemen in Bezug auf die Haltbarkeit und Funktion der Prothese führen. Darüber hinaus zeigt die aktuelle Diskussion, dass die Ausrichtung der Prothesenachse offensichtlich kein entscheidender Faktor in Bezug auf das Ergebnis oder das Überleben der Prothese ist^{36,37}.

2.4. Fragestellungen und Ziel der Arbeit

Das Ziel unserer Arbeit ist der Vergleich der prä- und postoperativ gemessenen radiologischen Beinachsen im Vergleich zu den intraoperativen Messungen vor und nach der Implantation eines bicondylären Oberflächenersatzes. Das Ziel der computergestützten Navigation besteht darin, das Alignment zu verbessern und die Wahrscheinlichkeit von Abweichungen der mechanischen Achse zu verringern⁴². Zahlreiche Stunden wurden darauf verwendet, die Beinachsen radiologisch prä- und postoperativ nach der Implantation einer bicondylären Knieprothese mit Hilfe eines Navigationssystems zu vergleichen. Ein besonderer Schwerpunkt dieser Studie liegt auf dem Vergleich der intraoperativ gemessenen Beinachse mittels des Navigationssystems mit den prä- und postoperativ radiologisch erhobenen Beinachsen, um die Zuverlässigkeit des Navigationssystems aus verschiedenen Blickwinkeln beurteilen zu können und die Übereinstimmung zwischen Röntgenbild und Navigation zu evaluieren.

Eine korrekte mechanische Ausrichtung (180° Hüft-Kniewinkel (HKA)) kann bei übergewichtigen Patienten schwierig zu erreichen sein.⁴³ Hierbei wird der Einfluss des BMI auf die Genauigkeit des Navigationssystems bei der Erhebung der Beinachse und auf die Übereinstimmung zwischen radiologische und navigiert erhobene Beinachse bewertet.

Ein weiterer zu berücksichtigende Parameter ist der präoperative Grad der Achsfehlstellung. Es wird untersucht, ob der Grad der präoperativen Varus-/Valgus-Fehlstellungen einen Effekt auf die Übereinstimmung zwischen konventionellem Röntgen und dem Computer-Navigationssystem in Bezug auf die Beurteilung der mechanischen Beinachse hat. Es wird geprüft, ob dies zu einer erhöhten Diskrepanz

führt oder zu einer verstärkten Empfehlung für die Nutzung des Navigationssystems bei extremen Fehlstellungen.

Eine weitere Frage, die wir bei dieser Arbeit gestellt haben, ist, ob die Prothesengroße eine Rolle in Bestimmung der intraoperativen aufgehobenen mechanischen Beinachse mittels der Navigationssystem spielt.

Eine entscheidende Frage, die in dieser Arbeit untersucht wird, ist, ob die intraoperativ aufgenommene Mechanische Achse nach Implantation der Knieprothese als Alternative für die postoperative Ganzbein-Stand-Aufnahme dienen kann. Dies könnte es den Patienten ermöglichen, zusätzliche Strahlenbelastung zu vermeiden. Andererseits könnte diese Methode Patienten, bei denen postoperativ eine Ganzbein-Stand-Röntgenaufnahme aufgrund von fehlender zumindest teilweiser Belastung oder unzureichender Umsetzung nicht möglich ist, eine alternative Option bieten. Es ist zu beachten, dass im Vergleich zur Standard-Anteroposterior-Aufnahme lediglich eine höhere Strahlenbelastung durch die Ganzbein-Stand-Aufnahme entstehen würde.

3. Material und Methoden

3.1. Material

Studiendesign

In der vorliegenden retrospektiven Studie wurden bei 100 Patienten die radiologische Beinachse mit der intraoperativen Beinachse verglichen. Bei allen Patienten wurde präoperativ eine Ganzbein-Stand-Anterior-posterior-Röntgenaufnahme durchgeführt. Eine postoperative radiologische Ganzbein-Stand-Aufnahme Kontrolle wird am 7. postoperativen Tag durchgeführt. Intraoperativ wird die Beinachse mittels des Navigationssystems (Orthopilot, Fa. Aesculap) am Anfang der Operation, direkt nach der Arthrotomie, Einsetzen der Femoralen und Tibiale Sender, und Erhebung der Knochenlandmarken erfasst. Eine Kontrolle der Beinachse erfolgt auf die gleiche Weise auch intraoperativ nach der Implantation der Prothesenkomponente.

Eine Herausforderung der Studie ist, Messungen bei jedem Patienten unter gleichen Bedingungen vorzunehmen, um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten. Damit eine diesbezügliche Verzerrung verhindert wird, muss ein exakt definiertes standardisiertes Vorgehen bestimmt werden. Dies wird unter anderem durch die Verwendung von exakten Landmarken auf den Röntgen-Bildern und intraoperativ mit Hilfe des Navigationssystems zur Erhebung der Messungen erreicht.

Eine dieser Landmarken ist der Femoralen Teil der Prothese, hier wird auf der Geradlinigkeit darauf geachtet sowie die Vollstreckung des Knies beim Röntgen. Ein Landmark (Inlay Mittelpunkt) wurde als Referenzpunkt zum Achsabweichung genommen. Alle 100 Patienten wurden im Lukas Krankenhaus Bünde operiert und es wurde das gleiche Navigationssystem bei allen Patienten benutzt. Anhand der erhobenen Messpunkte am distalen Femur, proximale Tibia und das obere Sprunggelenk wird die Beinachse vom Navigationssystem gemessen.

Nach der Messung anhand der Röntgen-Bilder und Navigationssystem erfolgt eine statistische Auswertung.

3.2. Methoden

3.2.1. Patientenkollektiv

Alle Patienten, die in diese Studie betroffen sind, wurden im Lukas Krankenhaus Bünde in den Zeitraum zwischen (den 03.01.2019 und den 10.11.2021) operiert. Es wurden nur Patienten mit Primären Gonarthrose ausgesucht bei denen eine Primäre Knie Total Endoprothese implantiert wurde. Patienten mit unikompartmentale Gonarthrose (Implantation von Schlittenprothesen) und Patienten mit sekundärer Gonarthrose wie Z.B. posttraumatische Gonarthrose wurden von dieser Studie ausgeschlossen.

Alle Patienten wurde retrospektiv selektiert mit der Ausschlusskriterien wie folgt:

- Vorhandensein einer Primären Gonarthrose
- Vorhandensein kompletten prä- und postoperative radiologische Untersuchungsprofil
- Vorhandensein einer präoperativen Planung (Medicad)
- Implantation von der gleichen Implantate (e.motion® system , Fa. Aesculap ®)
- Patienten mit präoperative Varus Fehlstellung von Maximum 20° oder Valgus Fehlstellung von Maximum 11°

Das durchschnittliche Alter der Patienten bei Implantation der Knieendoprothese betrug 70.6 ± 9.7 Jahren, reichte von 45-91 Jahren. Davon waren 52 Patienten weiblich und 48 männlich. der durchschnittliche BMI (Body Mass Index) beider Geschlechter war 29.9 ± 5 kg/m² mit einem reiche von 21-47 kg/m². Bei weniger als die Hälfte der Patienten wurde die rechte Seite behandelt. Die durchschnittliche Größe der femoralen Prothese lag bei 6 (4-8) und die durchschnittliche Größe des tibialen Teil bei 5 (3-8).

Die demografischen Daten sowie die wesentlichen klinisch-deskriptiven Informationen und die Ergebnisse der statistischen Analyse sind in der Tabelle Nr. 1 aufgeführt.

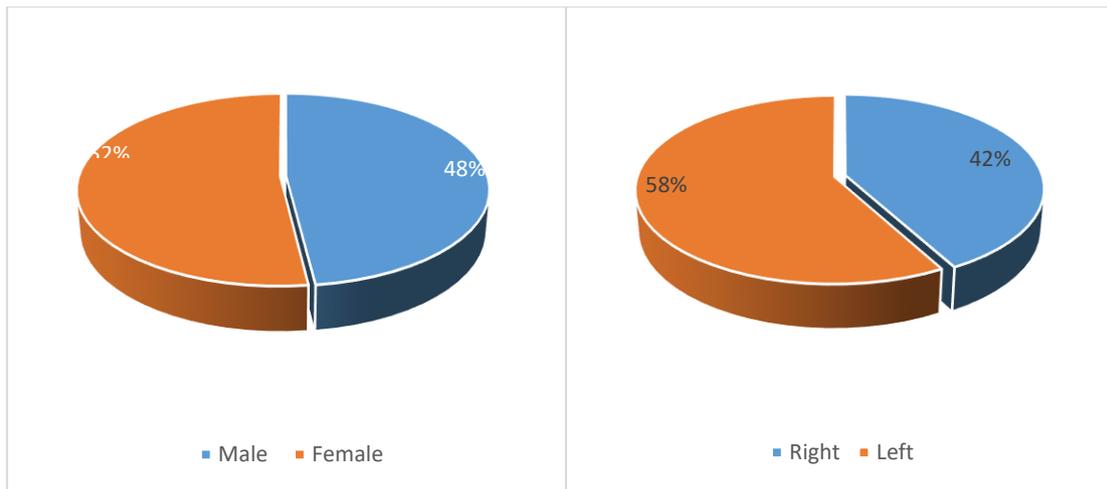


Abbildung 11: Geschlechtsverteilung unter den Teilnehmer links, Lateralität der operierten Seite rechts

Im Rahmen der Studie wurden die Patienten zur Beurteilung der Effekt der BMI und der Grad der präoperativen Fehlstellung in Gruppen unterteilt.

Die Aufteilung der Teilnehmer nach Adiposität ist wie folgt:

Die 100 Patienten wurden in zwei Gruppen unterteilt. Die erste Gruppe besteht aus 43 Patienten mit einem BMI-Wert von unter 30 kg/m², also nicht adipösen Patienten. Die zweite Gruppe umfasst Patienten mit Adiposität und einem BMI-Wert von ≥ 30 (insgesamt 57 Patienten).

Die Unterteilung der Teilnehmer nach dem Grad der präoperativen Fehlstellung erfolgte wie folgt:

Die Teilnehmer wurden in drei Gruppen eingeteilt, abhängig vom Grad ihrer präoperativen Fehlstellung. Die erste Gruppe umfasste 29 Patienten mit einer präoperativen mechanischen Beinachse zwischen 0 und 5°. Die zweite Gruppe bestand aus Patienten mit einem präoperativen Fehlstellungsgrad zwischen 5-10°, wobei diese Gruppe die Mehrheit der Patienten repräsentierte (insgesamt 48 Patienten). Die dritte Gruppe umfasste Patienten mit einer präoperativen Fehlstellungsgrad von 10° oder mehr (insgesamt 23 Patienten).

Insgesamt (N=100)		N		Mittelwert \pm SD	
Geschlecht	Weiblich	52	52%		0,687
	Männlich	48	48%		
Alter (Jahre)				70.6 \pm 9.7 (Range: 45-91)	0,504
BMI (kg/m ²)				29.9 \pm 5.1 (Range:21-47)	0,031
Femur Komponente Größe				5.9 \pm 1.3 (6) (Range: 4-8)	
Tibia Komponente Größe				5.4 \pm 1.4 (5) (Range: 3-8)	
Seite	Rechts	42	42%		0,005
	Links	58	58%		

Tabella1: Demographische und klinisch-deskriptive Daten der Patienten die an der Studie teilgenommen haben aus Lukas Krankenhaus Bünde zwischen 2019 und 2021.

3.2.2. Operationstechniken

Die Indikation zur operativen Versorgung bei fortgeschrittener Gonarthrose wird durch einen der Chefärzte (Haupt-Operateur) im Lukas Krankenhaus Bünde im Rahmen der orthopädischen Sprechstunde gestellt. Bei Patienten mit Verdacht auf primäre Gonarthrose werden nach Erhebung, u.a., einer ausführlichen Anamnese klinische Untersuchungen durchgeführt, die den Bewegungsumfang, die Seitenbandstabilität und die anteroposteriore Stabilität umfassen. Dies ermöglicht die Bestätigung der Möglichkeit einer Implantation einer oberflächlichen Ersatzprothese.

Patienten mit seitlicher Instabilität des Kniegelenks oder einer Varusfehlstellung von mehr als 20° bei Vorliegen von fortgeschrittener Gonarthrose werden prinzipiell im Lukas Krankenhaus Bünde mit einer achsgeführte Prothesen versorgt. Zusätzlich zur klinischen Untersuchung erfolgen standardisierte radiologische Abklärungen des Kniegelenks, darunter eine anteroposteriore (AP) Aufnahme, seitliche Aufnahmen, eine Patella-Axialaufnahme und eine Ganzbeinstand-Röntgenaufnahme. In allen Aufnahmen wird eine Kalibrierungskugel mit einem Durchmesser von 25 mm verwendet. Diese Messkugel dient später der präoperativen Planung mittels des Programmes Mediacad®. Die Patienten, die operiert werden sollen, erscheinen einen Tag vor dem geplanten Eingriff erneut zur stationären Aufnahme. Während der Aufnahme wird eine umfassende Aufklärung über mögliche Komplikationen und die geplanten operativen Schritte durchgeführt. Die chirurgische Aufklärung wird sorgfältig dokumentiert, und es wird ein vollständiges Blutbild erstellt, inklusive Vorbereitung von Blutkonserven. An diesem Tag wird der Patient erneut vom Operateur untersucht, die zu operierend Seite markiert, und der Operateur

präsentiert die präoperative Planung anhand der Röntgenbilder mittels das Programm Medicad®. Abends werden die Patienten sich mit einem Antiseptikum duschen.

Die Operation wird unter Intubations- oder Spinalnarkose durchgeführt, und der Patient liegt dabei stets in Rückenlage. Zur Infektionsprophylaxe erhalten alle Patienten vor dem Eingriff eine Einmaldosis eines Cephalosporins. Nach dem üblichen sterilen Waschen und Abdecken des Operationsgebiets wird das zu operierende Bein bis zur Mitte des Unterschenkels steril abgedeckt und in einem Beinhalter positioniert, der die Kontrolle über Streckung, Beugung und Rotation des Kniegelenks während verschiedener Phasen des Eingriffs erleichtert. Das Kniegelenk wird mit loban™-Folie abgedeckt.



Abbildung 12: Das operative Setting für die Implantation einer rechten Knie-TEP zeigt die Abdeckung mit sterilen OP-Tüchern und loban™-Folie sowie die Lagerungsschiene zur Kontrolle von Streckung und Beugung des Kniegelenks.

Nach dem Team-Timeout-Verfahren wird ein medialer parapatellarer Zugang zum Kniegelenk geschaffen. Dabei wird das mediale Retinaculum dargestellt und in Längsrichtung medial gespalten. Proximal davon wird die Quadrizepssehne entlang ihrer Faserrichtung in der Sehnenmitte eingeritzt. Anschließend erfolgt die Präparation des Weichteilmantels vom vorderen Tibia-Plateau. Dort wird die

Fixierungsschraube für die Befestigung des Orthopilot-Navigationssystems platziert, mittig im distalen Femurbereich oberhalb des Kniegelenks, und distal des Kniegelenks an der Vorderkante der Tibia, nach einer Stichinzision.

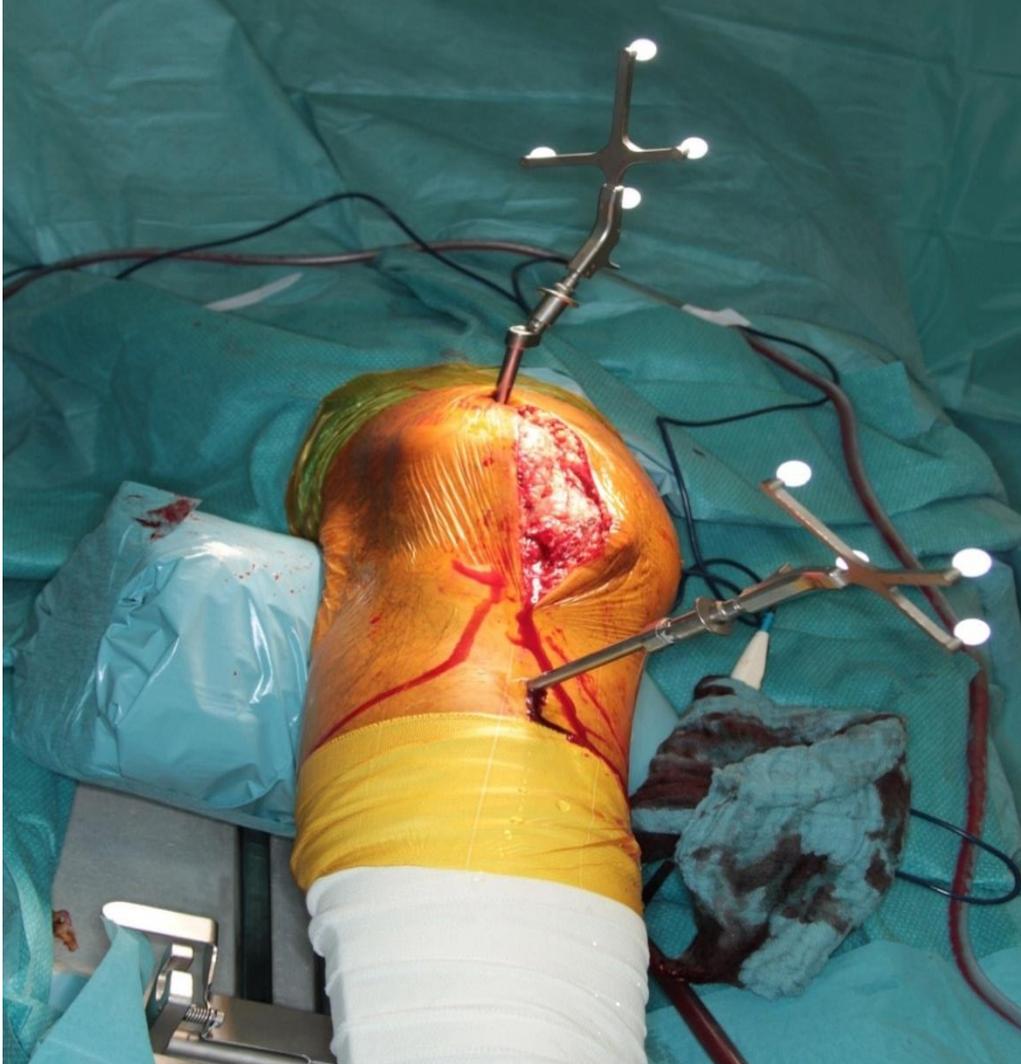


Abbildung 13: intraoperativ erfolgt die Platzierung und Fixierung der Schraube zur Befestigung des Senders für das Orthopilot-Navigationssystem.

Nun werden die Ausgangsmesswerte für den Ortho-piloten mit Hilfe eines Pointers aufgenommen. Die Reihenfolge wird am Bildschirm vorgegeben als folgend:

1. Gelenkzentren Bestimmung (Hüftgelenkzentrums, Kniegelenkzentrum und Sprunggelenkzentrums)
2. Palpation der tibialen Referenzpunkte
3. Aufnahme der dorsalen Kondylenlinie und ventralen Kortikalispunkt femoral



Abbildung 14: Erfassung des Kniegelenkzentrums am ventralen Ansatz des vorderen Kreuzbandes. Bei fehlendem Kreuzband wird der Punkt in der Mitte der mediolateralen Durchmesserlinie des Tibiakopfes gesetzt (siehe Bild links).⁴⁴



Abbildung 15: Aufnahme der medialen und lateralen dorsalen Kondylen (links) und Erfassung des ventralen Kortikalispunktes (zur Größenbestimmung der femoralen Komponente) (rechts) ⁴⁴

4. Sprunggelenk Palpation mit Aufnahme der medialen und lateralen Malleolus und der ventraler Sprunggelenk Punkt.

Anhand der Erhobenen Daten könnte die mechanische Beinachse vor der Prothesenimplantation mit dem Computer-Navigationssystem dargestellt. In diesem Schritt erfolgt die Anzeige der registrierten Achsverhältnisse in koronaler und sagittaler Darstellung. Die Anzeige erfolgt dynamisch unter der momentanen Achsverhältnisse zwischen mechanischer Tibiaachse und mechanischer Femur Achse zueinander, damit ermöglicht das System eine dynamische Goniometrie des Kniegelenks unter Angabe der momentanen Achsabweichung.

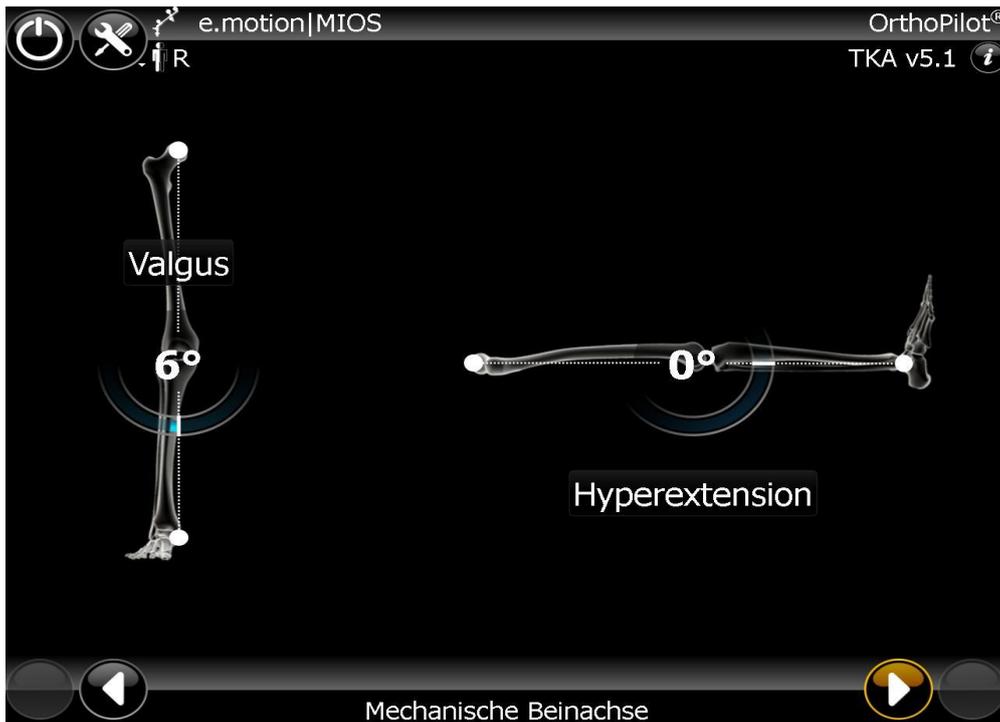


Abbildung 16: Intraoperative Anzeige der mechanischen Beinachse mittels Orthopilot® (Lukas Krankenhaus Bünde)

Dieser Schritt dient als Plausibilitätskontrolle für die Achsfehlstellung in unterschiedlichen Flexionsstellungen des Beins. Im Lukas Krankenhaus Bünde wird die Tibia-first-Technik angewendet. Die tibiale Sägelehre wird mit dem entsprechenden Sender ausgestattet, um die genaue Resektionshöhe festzulegen. Nach Entfernung der Knochenscheibe wird der Sägeschnitt mit einer Testschablone überprüft. Mithilfe des Navigationssystems werden die Varus/Valgus-Winkel und die tibiale Schräge zur mechanischen Beinachse angezeigt.

Anschließend wird die femorale Kondylenanatomie unter Verwendung des entsprechenden Ausrichtungsblocks (mit Füßen) dargestellt, der den distalen und dorsalen Kondylen entspricht. Eine Optimierung des vorderen Punktes am distalen Femur erfolgt mittels Pointers. Durch diese Schritte wird die Größe der femoralen Komponente bestimmt (Abb. 6).

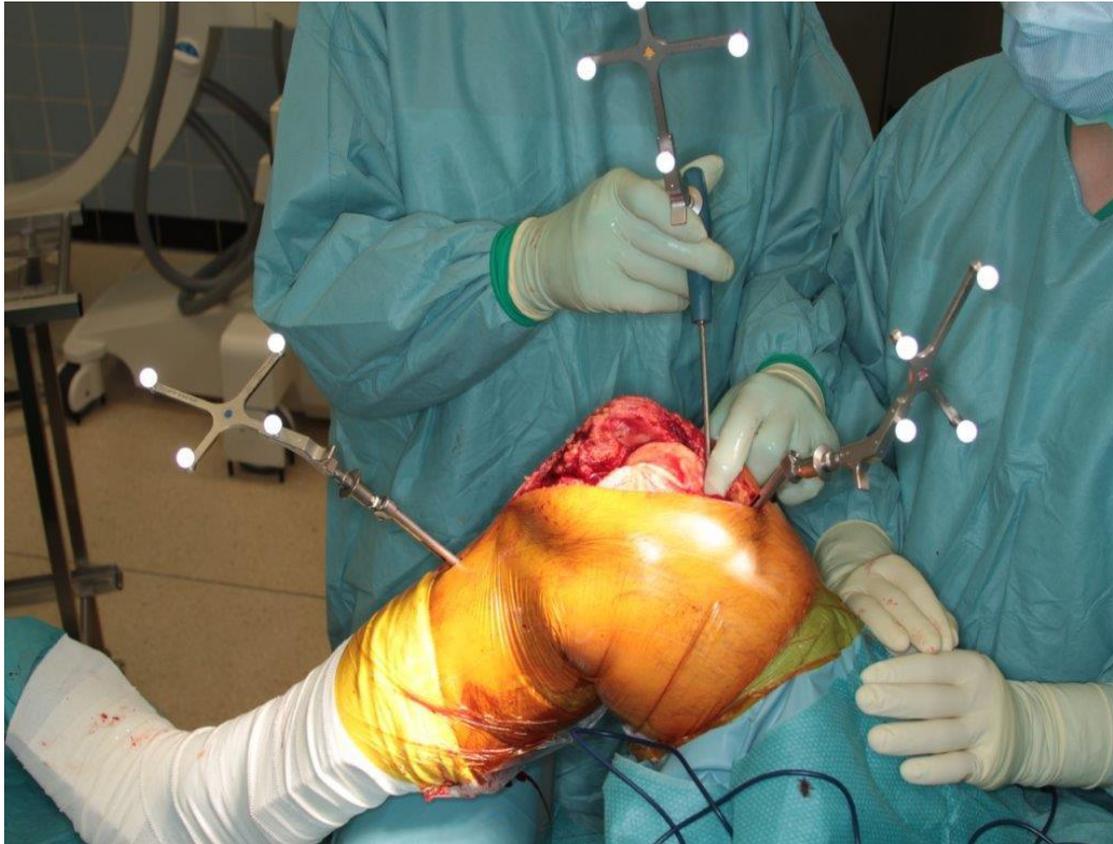


Abbildung 17: Aufnahme der femoralen kondylen Anatomie mit Hilfe der Pointer. (Lukas Krankenhaus Bünde).

Im nächsten Schritt wird die Bandspannung (Flexion- und Extensionspalte) gemessen.



Abbildung 18: Ein Distraktor wird zur Unterstützung bei der Festlegung der Spaltwerte medial und lateral in Beugung und Streckung verwendet. Dieses Instrumentarium wird im Lukas Krankenhaus Bünde eingesetzt.

Basierend auf den gemessenen Beugungs- und Streckspaltweiten sowie der Bandspannung kann nun die Planung der femoralen Komponenten erfolgen.



Abbildung 19: Intraoperative Planung der Femoralen Komponenten nach Erhebung der Anatomischen Landmarken.

Im Simulationsschritt für die femorale Komponente wird die Größe eingestellt. In dem Beispiel in Abbildung 8 ist Größe 4 eingestellt. Im gleichen Beispiel wird der untere femorale Schnitt bestimmt, 8 mm lateral und 10 mm medial. Die weiteren Sägeschnitte am Femur werden unter Verwendung des Navigationssystems durchgeführt.

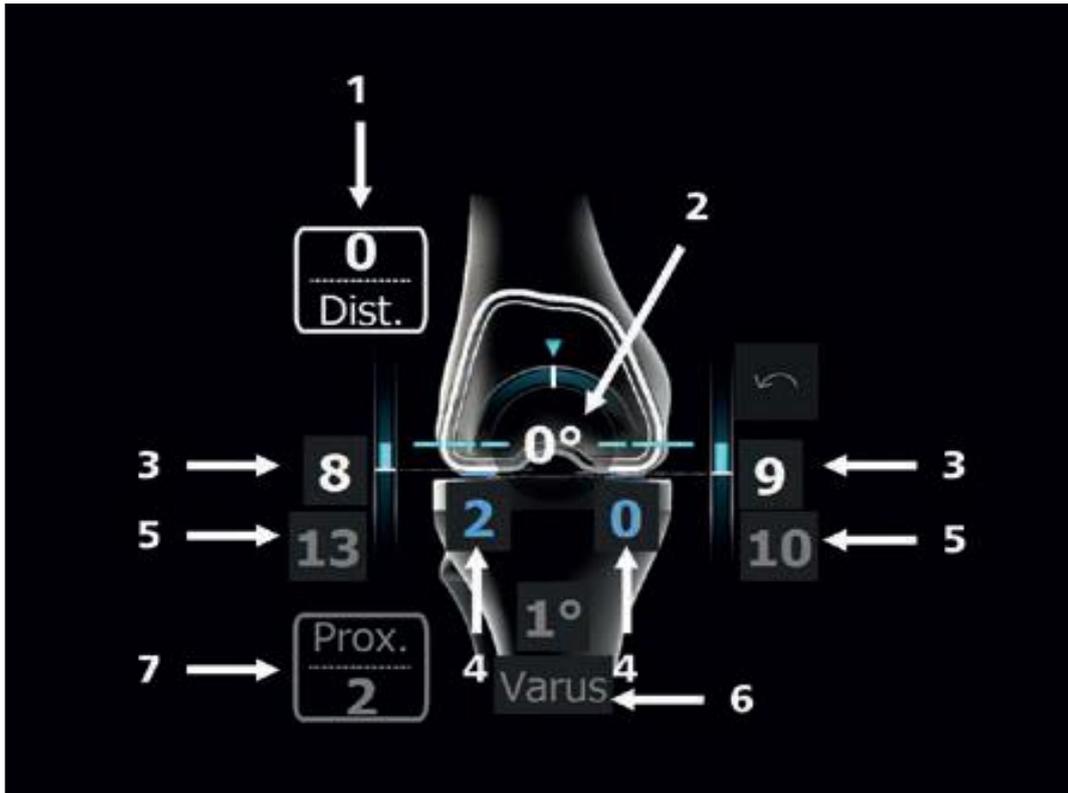


Abbildung 20: Information zur 1: Verschiebung der Gelenkfläche nach Proximal bzw. distal, hier von 0 mm ausgehend von der prominentesten distalen Kondyle aufgenommen im Schritt (Kondylenreferenz). 2: Varus-/ Valgus-Anzeige, hier von 0° gekennzeichnet durch den Bogen im Femur und die Zahlenangabe in Grad. 3: distale Femur Schnitthöhe. 4: Verbleibende Streckspalte nach geplantem Einbau der implantankomponenten. 5: nicht veränderbare Erinnerungswerte basierend auf der Bandspannungsmessung. 6: Aufnahme der Tibiaresektion. 7: Die Verschiebung der tibialen Gelenkfläche ausgehend von proximalsten aufgenommenen Referenzpunkt.

Nun werden die Probekomponenten femoral und tibial eingebracht, um die Beweglichkeit und Achse des Kniegelenks zu testen. Die Beinachse wird mithilfe der Orthopiloten-Navigation bewertet. Nach dem Testen und der Bewertung werden die Probekomponenten entfernt, und die endgültigen Implantate werden in zementierte Technik implantiert.

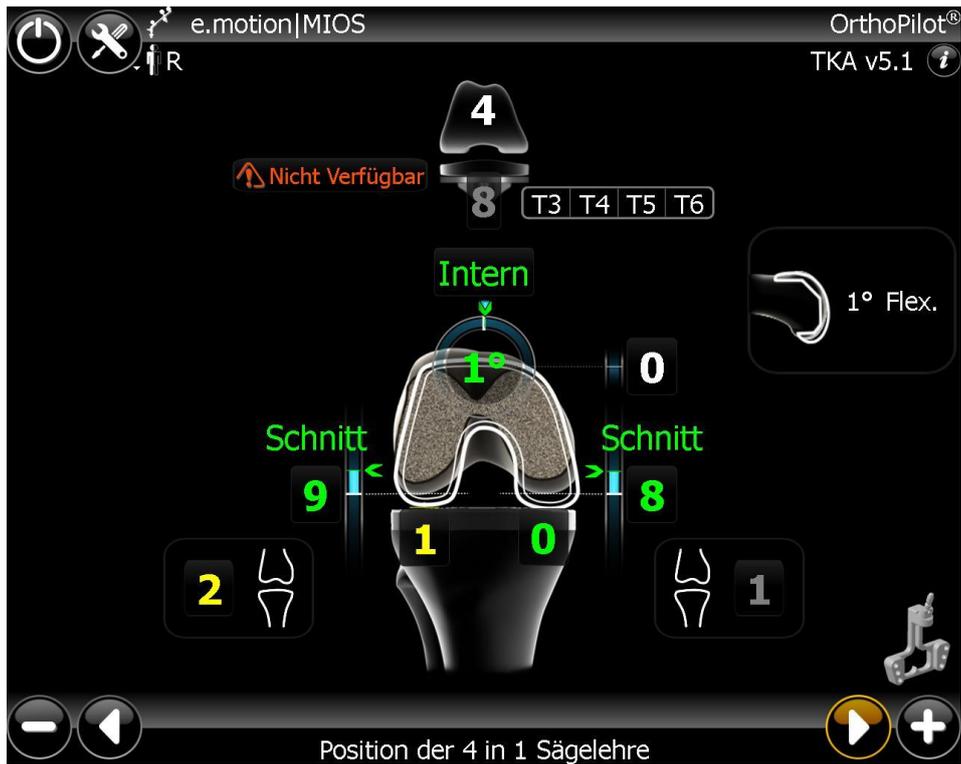


Abbildung 21: Einstellung des Sägeblocks mit der Navigation für die restlichen distalen Femur Sägeschnitte nach Durchführung der geraden unteren Sägeschnitt.

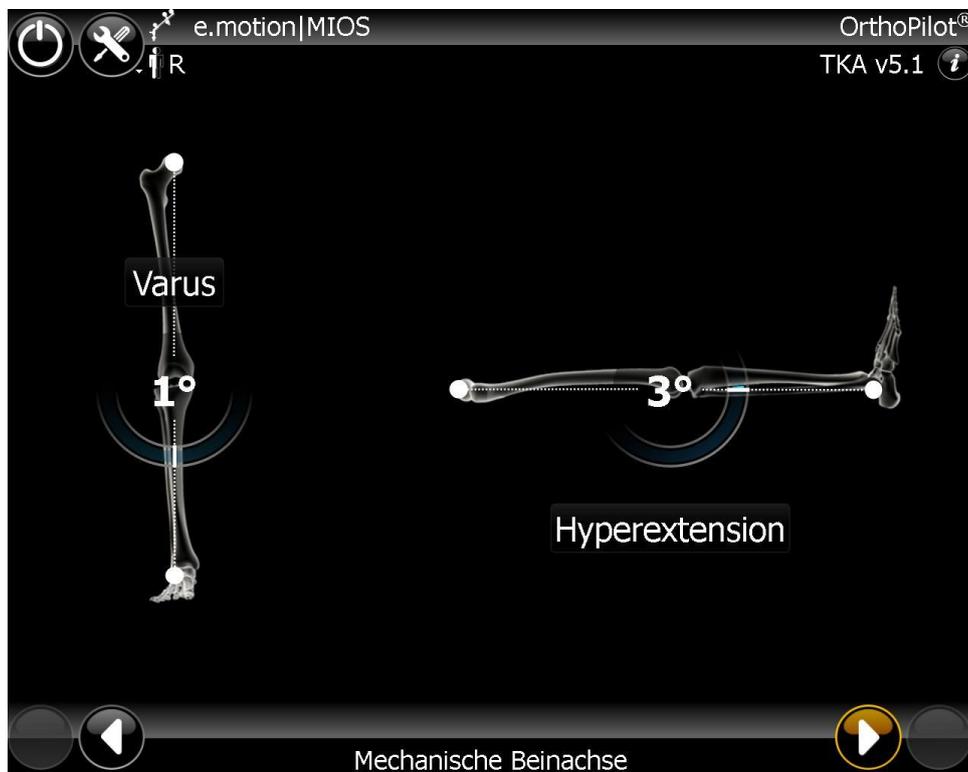


Abbildung 22: Aufnahme der mechanischen Beinachse und das Maximale Extensionsvermögen.

Die Varus-/Valgus-Ausrichtung kann durch einen ungleichmäßigen mediolateralen Zementmantel und schlechtsitzende Komponenten erheblich beeinträchtigt werden. Ohne äußerste Sorgfalt besteht das Risiko, dass die Femurkomponenten in einer gebeugten Position platziert werden. Die endgültigen Komponenten sind nach der Verankerung durch Zement stabiler positioniert als die Probekomponenten. Daher ist es ratsam, nach dem Zementieren erneut das Balancen und die Stabilität zu überprüfen, um bei Bedarf weitere Anpassungen vornehmen zu können.

Eine direkte Kontrolle der mechanischen Beinachse mittels des Navigationssystems nach Entfernung der Zementausschüsse ist äußerst vorteilhaft. Nach dem Aushärten des Zements in gestreckter Position des Kniegelenks wird die mechanische Beinachse mithilfe der Navigation bewertet und die Daten gespeichert.

3.2.3. Implantate

Für alle Patienten in dieser Studie wurden Implantate der Firma Aesculap verwendet. Das Prothesenmodell e-motion® UC mit dem beweglichen Inlay wurde in zementierter Technik implantiert. Das e.motion®-System für Knieendoprothesen bietet dem Chirurgen eine breite Palette von Implantatoptionen, die je nach Weichteilspannung und Größe des Knochendefekts angepasst werden können - ein vielseitiges System für verschiedene Anwendungsbereiche. Die Modularität wird durch die gegenseitige Kompatibilität der e.motion®-Produkte erreicht. Die bewegliche Plattform mit ihrer hohen Kongruenz bringt zahlreiche Vorteile für Abrieb und Bewegungsabläufe mit sich⁴⁵.

In dieser Studie wurden ausschließlich Patienten mit einer UC-Prothese, bei der das hintere Kreuzband erhalten bleibt, eingeschlossen. Die e.motion®-Knie-TEP zur Fixierung mit Knochenzement bestehen aus hochwertiger Kobalt-Chrom-Schmiedelegerung. Bei Patienten mit Metallallergien wurden beschichtete AS-Implantate verwendet, jedoch erhielten alle Patienten in dieser Studie eine Standardprothese ohne Beschichtung.



Abbildung 23: Femur Implantat, 2 mobile Gleitfläche aus Polyethylen UHMWPE, 3 Tiba Metalplateau, 4 Verankerungsschaft. ⁴⁶

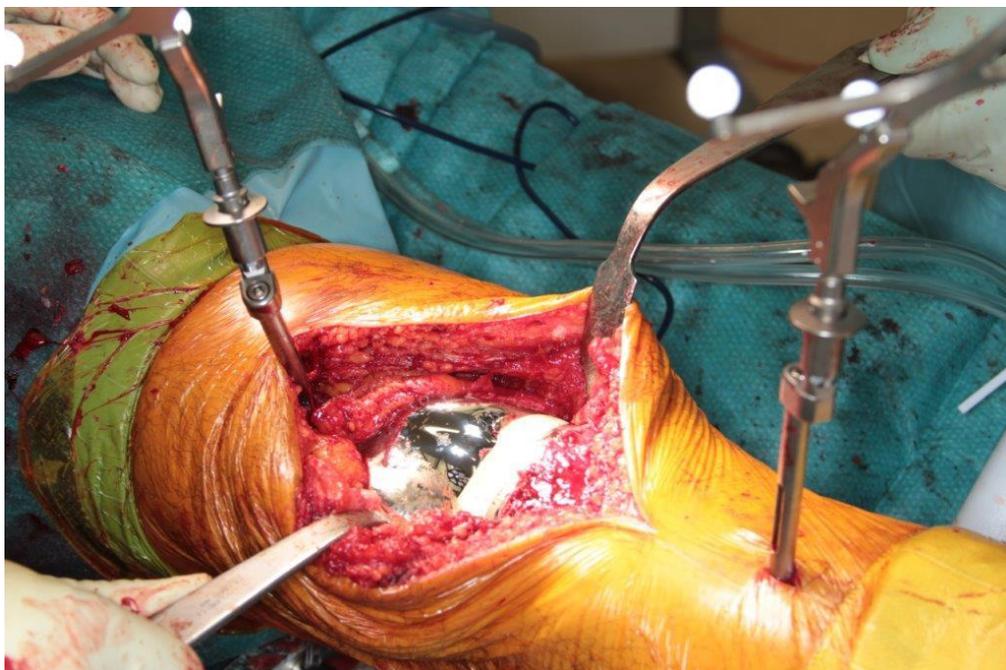


Abbildung 24: die intraoperativ implantierte e-motion® UC Knie-TEP, Bild aus Lukas Krankenhaus Bünde.

3.2.4. Preoperative Planung (Medicad®)

MediCAD® ist eine spezielle Software zur Operationsplanung von Knochen- und Gelenksdeformitäten, entwickelt für den Einsatz durch geschulte medizinische Fachkräfte. Sie ermöglicht die Planung von gelenkersetzenden Implantaten und Osteotomien, basierend auf medizinischen 2D- und 3D-Aufnahmen. Mit dem Knieplanungsmodul können Knieprothesen in zwei Ebenen (AP und ML) geplant werden. Mögliche Achsfehlstellungen können während der Planung erkannt und korrigiert werden, wodurch eine Einschätzung der Korrektur der Krafteinleitung am gesamten Bein vor und nach der Operation möglich wird.

MediCAD® führt die Korrektur der Fehlstellung je nach gewünschtem Ziel automatisch oder durch manuelle Eingaben durch. Die Software berechnet die postoperativ zu erwartenden mechanischen Achsen, die Traglinie und alle relevanten Winkel. Die Planung erfolgt zeitgleich an AP-Ganzbeinstand- und ML-Teilaufnahmen, was eine optimale Beurteilung der hinteren Kondyle ermöglicht⁴⁷.

Mit der Funktion „Autoplan Knie“ werden nach automatischer Erkennung der relevanten Landmarken alle Bemaßungen und etwaige Achsfehlstellungen automatisch durchgeführt und korrigiert. mediCAD® bietet mit dieser Funktion eine sehr schnelle und effiziente endoprothetische präoperative Planung an. Unter Verwendung einer Favoritenliste kann die automatische Bestimmung auf eine individuell bevorzugte Hersteller- oder Implantatkonfiguration begrenzt werden⁴⁷.

Für eine adäquate präoperative Planung werden folgende Röntgenbilder durchgeführt: eine Ganzbeinstandaufnahme, eine Kniegelenkaufnahme in A/P-Projektion, eine seitliche Aufnahme des Kniegelenks sowie eine axiale Aufnahme der Patella. Mithilfe dieser präoperativen Planung werden Korrekturen der Achsfehlstellung vorgenommen und Informationen zur erwarteten Ausrichtung der Implantate, dem Gelenkspalt, der Implantatgröße in A/P- und seitlicher Ansicht, der Rotationsstellung und der Patellastellung gewonnen⁷².

Wiederherstellung der mechanischen Achse gegeben^{32,48}. Innerhalb des Rahmens dieser Studie wurde das Computernavigationssystem OrthoPilot® TKA Version 4.2 von B. Braun Aesculap in Tuttlingen, Deutschland, eingesetzt. Dieses System agiert passiv und nutzt intraoperativ erhobene Daten, wodurch die Notwendigkeit einer präoperativen Bildgebung entfällt. Das OrthoPilot® Navigationssystem basiert auf drei zentralen Elementen⁴⁹.

- Ein optisches Ortungssystem (Localizer), das aus 2 CCD-Kameras besteht.
- Sender (Tracker), die am Patienten und an den Instrumenten als feste Körper angebracht werden.
- Computer-Hardware und -Software.

Das optische System, das von OrthoPilot® verwendet wird, ist das Polaris Spectra®. Gemäß den Angaben des Herstellers arbeitet dieses System mit einer Präzision von 0,25 mm RMS (Root-Mean-Square) unter Verwendung der "pyramid measurement volume method.

Die Tracker werden durch bikortikale Schrauben als rigid Bodies am Femur und der Tibia befestigt. Alternativ können sie auch an chirurgischen Instrumenten wie einem Pointer oder den Resektionsblöcken angebracht werden⁵⁰. Der Localizer sendet Infrarotlicht aus, das von den Reflektoren (Markern), die an den Trackern angebracht sind, reflektiert wird. Diese reflektierten Signale werden von den Kameras erfasst. Die Kameras wiederum nehmen das Licht unter Verwendung der Triangulationsmethode auf. Die genauesten Messergebnisse werden erzielt, wenn Kamera und Sender zwischen 1,8 und 2,5 Metern voneinander entfernt sind. Das optische System ist in der Lage, die Position der Tracker, die an Knochen und Instrumenten angebracht sind, im Koordinatensystem präzise zu bestimmen.

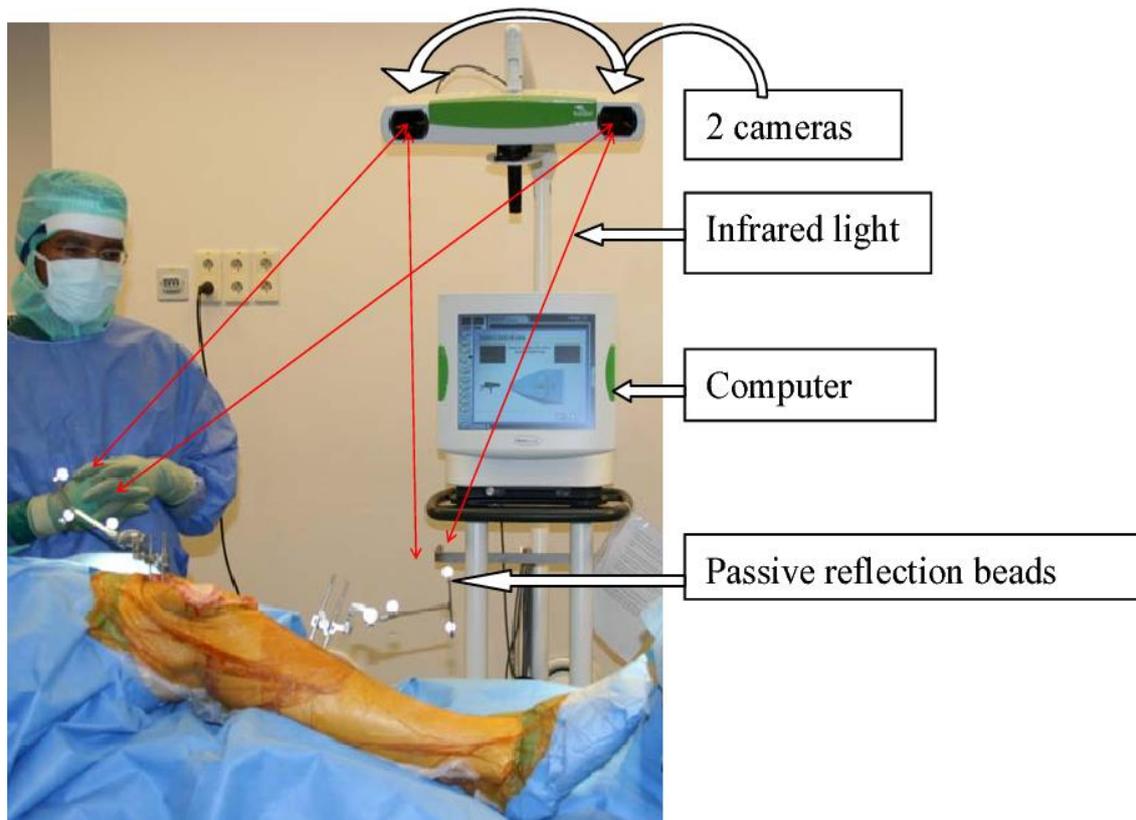


Abbildung 26: Infrarotstrahlen treffen auf Reflexionskugeln, die am Schienbein und Oberschenkelknochen platziert sind, und werden von dort zurück zur Kamera und zum Computer reflektiert. Die wechselseitigen Abstände und Bewegungen zwischen diesen Kugeln werden vom Computer erfasst, welcher daraufhin ein Modell der Achsen und der Anatomie der Extremitäten erstellt. Die Navigation der chirurgischen Instrumente erfolgt nach dem gleichen Prinzip.⁵¹

In unserem Krankenhaus (Lukas Krankenhaus Bünde) verwenden wir zwei Navigationsgeräte von der Firma Aesculap OrthoPilot®, jedoch wurden in dieser Studie die Daten nur von einem der beiden Geräte genutzt.

Das OrthoPilot Navigationssystem bietet eine effektive Möglichkeit, die individuelle Anatomie des Patienten zu berücksichtigen und chirurgische Eingriffe entsprechend anzupassen. Es ist jedoch wichtig zu betonen, dass die Anwendung des Systems von gut ausgebildeten und erfahrenen Chirurgen durchgeführt werden sollte, um optimale Ergebnisse zu gewährleisten. daher ist bei jeder endoprothetischen Operation ein erfahrener Chefarzt anwesend, begleitet von einer geschulten Krankenschwester, die das Gerät bedienen kann.



Abbildung 27: Das Computernavigationssystem OrthoPilot® TKA-Version 4.2 von B. Braun Aesculap in Tuttlingen, Deutschland, Lukas Krankenhaus Bünde

3.2.6. Die radiologische Auswertung

Nach der Prothesenimplantation erfolgen klinische und radiologische Überwachungen der Patienten. Das Ziel dieser Nachuntersuchungen ist es, potenzielle Komplikationen frühzeitig zu identifizieren und zu behandeln, bevor es zu einer fortgeschrittenen Schädigung des Gelenks oder des Knochens kommt.

Das Erstellen einer Standard-Anteroposterior- und Seitenansicht des Kniegelenks ist in vielen Kliniken gängige Praxis. Diese Aufnahmen sind jedoch nur begrenzt dazu geeignet, Rückschlüsse auf die erreichte Achsausrichtung zu ziehen. Im Gegensatz dazu ermöglicht die Durchführung einer Ganzbeinaufnahme grundsätzlich die Beurteilung der Achsausrichtung der Prothese. Dabei ist es jedoch notwendig, dass der Patient nach der Operation in der Lage ist, das Knie zu strecken und zumindest teilweise Gewicht darauf zu belasten. Falls der Patient dazu nicht in der Lage ist, ist die Durchführung einer Ganzbeinaufnahme zu diesem Zeitpunkt natürlich kontraindiziert^{37,52}.

Die Ganzbeinaufnahme ist eine radiologische Untersuchung, bei der ein oder beide Beine vollständig in anteroposteriorer Projektion abgebildet werden. Diese Aufnahme dient als Grundlage für die radiologische Analyse der Beinachsen. Die richtige Ausführung einer Ganzbeinaufnahme erfordert, dass die Femurkondylen parallel ausgerichtet sind, indem die Patellae in neutraler Position beider Kniegelenke nach ventral ausgerichtet werden. Die Patellae müssen dementsprechend zwischen den Femurkondylen zentriert sein. In der Regel sind die Füße um 8-10° nach außen rotiert.

Bei Torsionsfehlstellungen der Tibia, die zu einer Verschiebung der Patella nach lateral oder medial führen, muss die Gelenkposition durch entsprechende Innen- oder Außenrotation des Unterschenkels korrigiert werden⁵³.

In der Stellungnahme der Endocert zur Durchführung von Ganzbeinstandaufnahmen postoperativ wird festgehalten, dass falls alternative Methoden angewendet werden, für die wissenschaftlich eine Gleichwertigkeit hinsichtlich der Bestimmung der Beinachsen nachgewiesen wurde, diese Ergebnisse selbstverständlich ebenfalls verwendet werden können. Diese Studie stellt die Frage, ob Navigationssysteme eine solche Alternative darstellen³⁷.

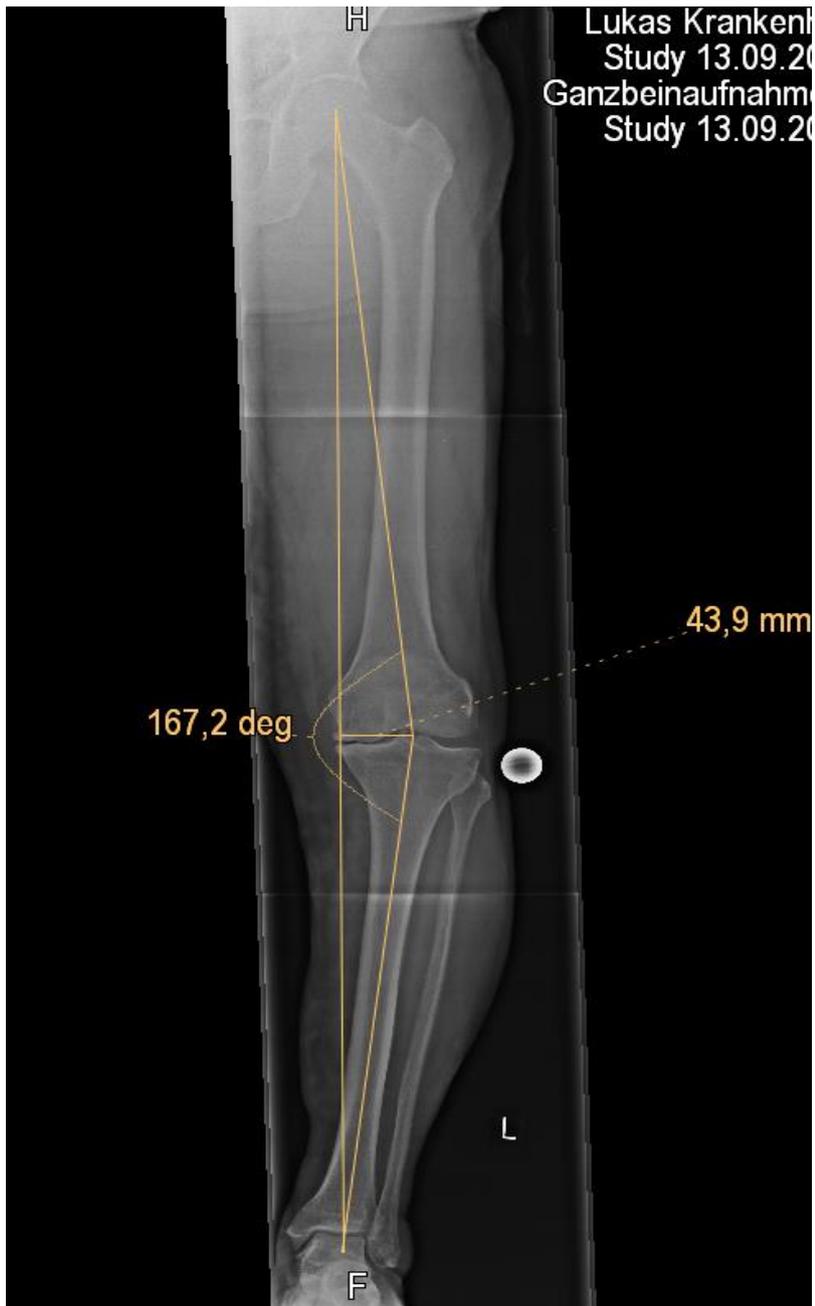


Abbildung 28: GBS-Röntgenaufnahme mit der Mechanischen Beinachse von 167,2°, Lukas Krankenhaus Bünde

3.2.7. Die Statistische Auswertung

Die Ergebnisse der klinischen Follow-up-Untersuchung sowie die Auswertung der digitalen Röntgenbilder wurden mithilfe der Tabellenkalkulationssoftware Microsoft Excel 2016 (Redmond, Washington, Vereinigte Staaten von Amerika) erfasst. Zur Durchführung der statistischen Berechnungen kam IBM SPSS Statistics 28 (SPSS Inc., ein Unternehmen von IBM, Chicago, Vereinigte Staaten von Amerika) zum Einsatz. Die Normalität der Daten wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test geprüft. Numerische Variablen wurden als Mittelwert und Standardabweichung (SD) oder Median (Spannweite) dargestellt. Da die Daten nicht normalverteilt waren, wurde der Vergleich zwischen prä- und postoperativen Daten mit dem Wilcoxon Signed Rank Test durchgeführt.

Die Intraklassen-Korrelation (ICC) wurde verwendet, um die Übereinstimmung zwischen Röntgen und Computernavigation in Bewertung der mechanischen Beinachse zu bewerten. Die Korrelation zwischen den quantitativen Daten wurde mit der Spearman-Rangkorrelation ermittelt. Ein ($P \leq 0,05$) wurde als signifikant angesehen. **bewerteten die Stärke und Richtung der Korrelation (Verbindung) zwischen den wiederholten Messungen eines Merkmals am selben Individuum.**

Zur statistischen Auswertung der Daten im Rahmen der hier vorliegenden Studie kamen folgende Verfahren zur Anwendung.

Arithmetisches Mittel, standardabweichung und varianz:

Der Durchschnittswert (im Folgenden als Mittelwert MW bezeichnet) wird berechnet, indem die Summe der beobachteten Messwerte einer Variablen durch die Anzahl der Messungen geteilt wird. Dies ermöglicht die Ermittlung des Durchschnitts der Messwerte. Die Standardabweichung (SD = Standardabweichung) ist ein Maß für die Variation der einzelnen Messwerte um ihren Mittelwert. Sie wird berechnet, indem die Quadratwurzel der Varianz der untersuchten Variable gezogen wird⁵⁴.

Der intraklass-korrelationskoeffizient (ICC):

Der Intraklass-Korrelationskoeffizient (ICC) bewertet die Stärke und Richtung der Korrelation (Verbindung) zwischen den wiederholten Messungen eines Merkmals am selben Individuum.

Der ICC wird oft als Maß für die Zuverlässigkeit einer Messreihe verwendet. Um ihn zu berechnen, werden Daten einer Messmethode benötigt, die zu verschiedenen Zeitpunkten bei verschiedenen Individuen erhoben wurden. Der ICC wird definiert als das Verhältnis zwischen der Varianz zwischen den Individuen und der Summe der Varianzen zwischen und innerhalb der Individuen. Wenn bei k Individuen n zufällige Messungen verglichen werden, ist ein einfaktorielles varianzanalytisches Modell (Varianzanalyse) mit einem Zufallseffekt angemessen, um die Daten zu beschreiben. Der ICC wird dann geschätzt, indem die Differenz zwischen der durchschnittlichen Quadratsumme zwischen den Individuen und der durchschnittlichen Quadratsumme innerhalb der Individuen durch die Summe der durchschnittlichen Quadratsumme zwischen den Individuen und $(n-1)$ mal der durchschnittlichen Quadratsumme innerhalb der Individuen geteilt wird. Eine ähnliche Formulierung ergibt sich für zweifaktorielle varianzanalytische Modelle.

Der ICC wird aus den geschätzten Varianzkomponenten berechnet. Im einfaktoriellen varianzanalytischen Modell ermöglicht der ICC die Bewertung der absoluten Übereinstimmung zwischen den wiederholten Messungen. Im zweifaktoriellen Modell ermöglicht der ICC die Bewertung der Konsistenz bzw. der absoluten Übereinstimmung - nach Einführung eines Korrekturterms im Nenner des Verhältnisses - zwischen den Messmethoden⁵⁵.

Kolmogorov-smirnov-test:

Mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test wird überprüft, in welchem Maße zwei Wahrscheinlichkeitsverteilungen übereinstimmen. Dieser Test kann verwendet werden, um zu klären, ob eine Reihe von Zufallszahlen einer bestimmten Verteilung entspricht. Anders ausgedrückt, er dient dazu festzustellen, ob eine Zufallszahl den Annahmen einer zuvor angenommenen Wahrscheinlichkeitsverteilung folgt. Dieser Test wird häufig in statistischen Untersuchungen eingesetzt, um zu prüfen, ob eine Stichprobe abgelehnt werden sollte oder ob die erzeugten Zufallszahlen einer normalen Verteilung folgen.⁵⁶

Wilcoxon-test:

Der Wilcoxon Signed-Rank-Test, auch als Wilcoxon-Vorzeichen-Rangtest oder einfach als Wilcoxon-Test bezeichnet, ist ein nichtparametrischer statistischer Test, der verwendet wird, um festzustellen, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen gepaarten Datensätzen gibt. Er wird oft angewendet, wenn die Daten nicht normalverteilt sind oder wenn die Annahmen für den parametrischen gepaarten t-Test nicht erfüllt sind.

Im Rahmen dieses Verfahrens werden gepaarte Beobachtungen oder Messungen untersucht, wobei jedes Paar aus zwei miteinander verknüpften Datensätzen besteht. Dies könnte beispielsweise Vorher-Nachher-Messungen bei derselben Person nach einer bestimmten Intervention umfassen. Zunächst werden die Unterschiede zwischen den beiden Werten in jedem Paar berechnet und in aufsteigender Reihenfolge geordnet. Anschließend werden diesen Differenzen Rangplätze zugewiesen.

Die Teststatistik basiert auf diesen Rangplätzen der Unterschiede und den Vorzeichen dieser Unterschiede. Der Wilcoxon Signed-Rank-Test überprüft die Nullhypothese, dass der durchschnittliche Unterschied zwischen den gepaarten Daten null ist, was bedeutet, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den Daten vorliegen. Ein berechneter P-Wert ermöglicht es, darüber zu entscheiden, ob die Nullhypothese abgelehnt oder beibehalten wird. Dieser Test erweist sich als besonders nützlich, wenn die Daten nicht normalverteilt sind oder die Unterschiede zwischen den gepaarten Messungen nicht annähernd einer Normalverteilung entsprechen⁵⁷.

Spearman-rangkorrelation:

Die Spearman-Rangkorrelation ist eine nichtparametrische Methode zur Messung des Zusammenhangs oder der Korrelation zwischen zwei Variablen in einem Datensatz. Im Gegensatz zur Pearson-Korrelation, die den linearen Zusammenhang zwischen Variablen misst, untersucht die Spearman-Korrelation den monotonen Zusammenhang, insbesondere den Rang oder die Reihenfolge der Daten.

Beide Korrelationskoeffizienten haben Skalen von -1 bis +1. Ein Wert von 0 signalisiert, dass kein linearer oder monotoner Zusammenhang vorliegt. Wenn sich der Koeffizient einem absoluten Wert von 1 annähert, wird die Beziehung intensiver und tendiert schließlich dazu, einer geraden Linie (im Fall der Pearson-Korrelation)

oder einer stetig ansteigenden oder abfallenden Kurve (im Fall der Spearman-Korrelation) zu folgen.⁵⁸

4. Ergebnisse

4.1. Veränderungen in der Mechanischen Beinachse durch die Implantation der Knie TEP in 100 Patienten mit der Computernavigationssystem (OrthoPilot®).

Tabelle 2 zeigt den Vergleich der Ergebnisse der erhobenen mechanischen Beinachse vor und nach der navigierten Implantation der Knieprothesen anhand der Daten des Navigationssystems und der Röntgenaufnahmen. Es gab eine statistisch signifikante Abnahme des Bereichs (181°) nach der Implantation im Vergleich zu den voroperativen Aufnahmen mittels Navigation und Röntgen (p -Wert $< .001$). Präoperativ (vor der Implantation) variierte der Bereich der gemessenen mechanischen Beinachse mit der Navigation zwischen 170° und 197° mit einem Mittelwert von $184,6^\circ$. Radiologisch variierte die Beinachse in den Ganzbeinstand-Röntgenaufnahmen zwischen 167° und 200° . Die Ergebnisse zeigen, dass die mittlere präoperative mechanische Achse bei der Navigation $184,6^\circ \pm 5,4^\circ$ betrug, während sie in den Ganzbeinstand-Röntgenaufnahmen $185,1^\circ \pm 6,5^\circ$ betrug. Andererseits betrug die mittlere postoperative mechanische Achse bei der Navigation $180,9^\circ \pm 2,1^\circ$ und in den Ganzbeinstand-Röntgenaufnahmen $181,3^\circ \pm 2,6^\circ$. Dieses Ergebnis zeigt, dass die computerassistierte Navigation bei der Implantation von Knie-TEP eine hervorragende Präzision bei der Korrektur der mechanischen Beinachse in koronaler Ebene aufweist.

	Mechanische Beinachse mittels der Navigation			Mechanische Beinachse im Röntgen		
	Präoperativ	Postoperativ	p -Wert	Präoperativ	Postoperativ	p -Wert
Mittelwert \pmSD	$184.6^\circ \pm 5.4^\circ$	$180.9^\circ \pm 2.1^\circ$		$185.1^\circ \pm 6.5^\circ$	$181.3^\circ \pm 2.6^\circ$	
Median (range)	184.5° (170°-197°)	181° (176°-188°)	$<.001$	186° (167°-200°)	181° (176°-188°)	$<.001$

Table 2: Vergleich der prä- und postoperativen mechanischen Beinachse gemessen mit dem Navigationssystem und Ganzbeinstand Röntgen Aufnahme.

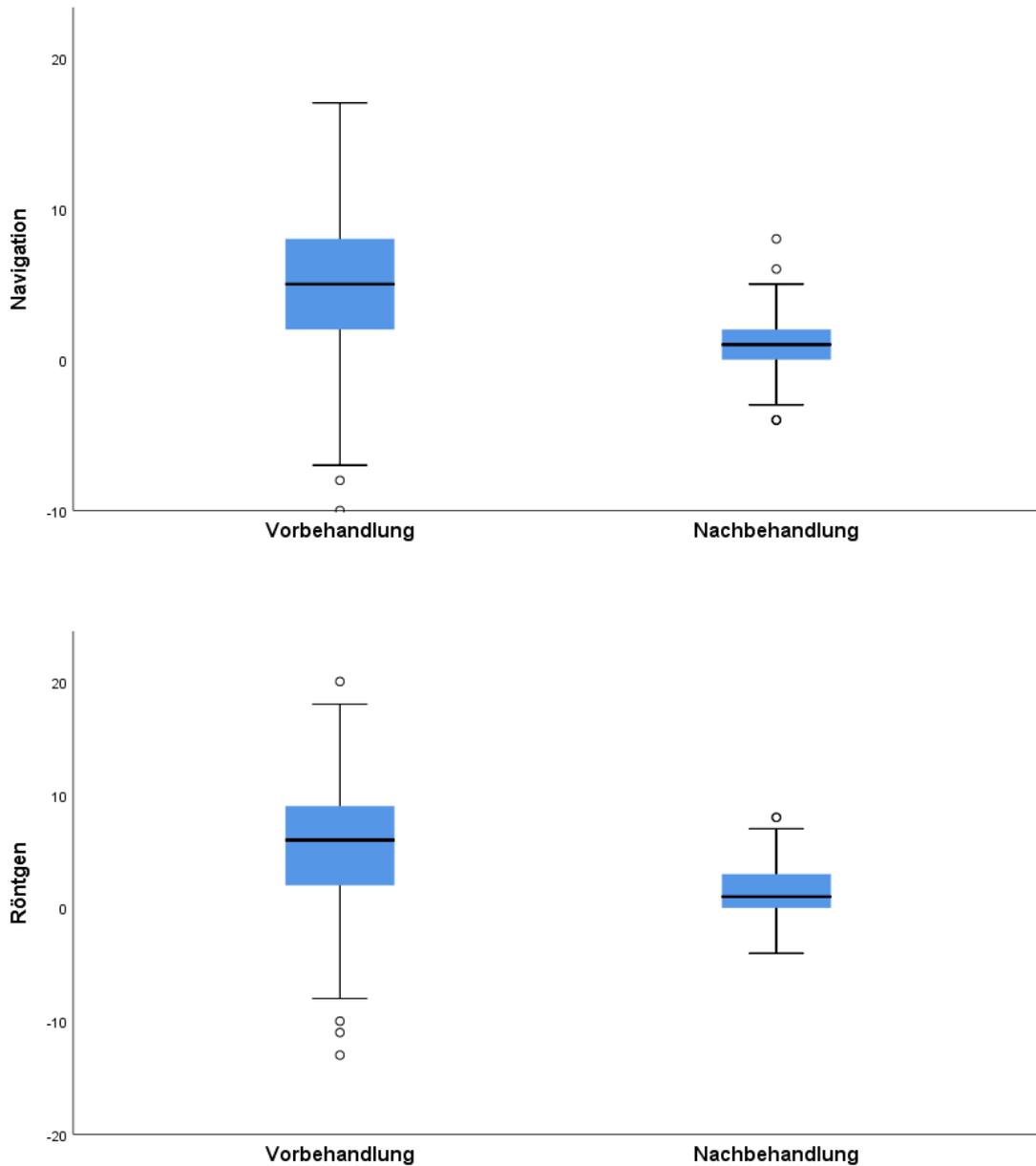


Abbildung 29: zeigt die Änderung der mechanischen Beinachse in Varus/Valgus-Graden prä- und postoperativ in Navigation und Röntgen.

4.2. Prozentuale Veränderung in der Mechanischen Beinachse beim Röntgen und Computernavigation.

	Prozentuale Veränderung im Röntgen	Prozentuale Veränderung in Navigation
Mittelwert ±SD	-1.9±3.2	-1.9±2.4
Median (range)	-2.6 (-9-8.2)	-2.2 (-7.8-4.7)

Tabelle 3: Prozentuale Veränderung in der Mechanischen Beinachse beim Röntgen und Computernavigation.

Die mittlere prozentuale Veränderung beim Röntgen bei $-1,9 \pm 3,2$ lag und von $-2,6$ ($-9-8,2$) reichte. Die durchschnittliche prozentuale Veränderung bei der Navigation lag bei $-1,9 \pm 2,4$ und reichte von $(-7,8-4,7)$.

4.3. Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation

Preoperative mechanische Beinachse		Postoperative mechanische Beinachse	
Intraklassenkorrelation (ICC)	p-Wert	Intraklassenkorrelation (ICC)	p-Wert
.902	<.001	.747	<.001

Tabelle 4: zeigt die Übereinstimmung zwischen der gemessenen mechanischen Beinachse mit dem Röntgen und der Computernavigation präoperativ/vor der Implantation der Knie TEP und postoperativ.

Sehr gute Übereinstimmung bei den präoperativen Messungen zwischen Röntgen und Computernavigation (Intraklassenkorrelation)=.902, p-Wert<.001) und gute Übereinstimmung zwischen postoperative Beinachse im Röntgen und erhobene Beinachse nach der Implantation der Prothese mit Navigation (postoperativ) (Intraklassenkorrelation (ICC)=.747, p-Wert<.001).

4.4. Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation in Zusammenhang mit dem Grad der präoperativen Fehlstellung.

Die 100 Fälle würden je nach präoperativen grad der Fehlstellung Varus/Valgus in 3 Gruppen eingeteilt:

1. Die erste Gruppe enthielt Varus/Vaglus Fehlstellungen im Grad zwischen 0 und 5° (29% der Patienten)

Es zeigte sich eine gute Übereinstimmung bei den präoperativen Messungen der mechanischen Beinachse zwischen Röntgen und Navigation (Interklassen-Korrelation = 0,727, p-Wert < 0,001), sowie auch eine gute Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation nach der Implantation/postoperativ (Interklassen-Korrelation = 0,658, p-Wert = 0,004).

Vor der Prothesen Implantation		Nach der Prothesen Implantation	
Intraklassenkorrelation (ICC)	p-Wert	Intraklassenkorrelation (ICC)	p-Wert
.727	<.001	.658	.004

Tabelle 5: Die Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation bei Patienten mit einer präoperativen Fehlstellungsgrad von weniger als 5°

2. Die Zweite Gruppe enthielt Varus/Vaglus Fehlstellungen im Grad zwischen 5°-10° (48% der Patienten)

Es wurde eine gute Übereinstimmung bei den präoperativen Aufnahmen zwischen Röntgen und Navigation festgestellt (Interklassen-Korrelation = 0,861, p-Wert < 0,001), sowie eine mäßige Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation nach der Operation (Interklassen-Korrelation = 0,705, p-Wert < 0,001).

Vor der Prothesen Implantation		Nach der Prothesen Implantation	
Intraklassenkorrelation (ICC)	p-Wert	Intraklassenkorrelation (ICC)	p-Wert
.861	<.001	.705	<.001

Tabelle 6: Die Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation bei Patienten mit einer präoperativen Fehlstellungsgrad von 5° bis 10°

3. Die dritte Gruppe enthielt Varus/Vagus Fehlstellungen im Grad 10° oder mehr (23% der Patienten)

Es wurde eine sehr gute Übereinstimmung bei den präoperativen Aufnahmen zwischen Röntgen und Navigation festgestellt (Interklassen-Korrelation = 0,922, p-Wert < 0,001), sowie eine gute Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation nach der Operation (Interklassen-Korrelation = 0,741, p-Wert < 0,001).

Pre-treatment		Post-treatment	
Interclass correlation	p-value	Interclass correlation	p-value
.922	<.001	.741	<.001

Tabelle 7: Die Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation bei Patienten mit einer präoperativen Fehlstellungsgrad von 10° oder mehr.

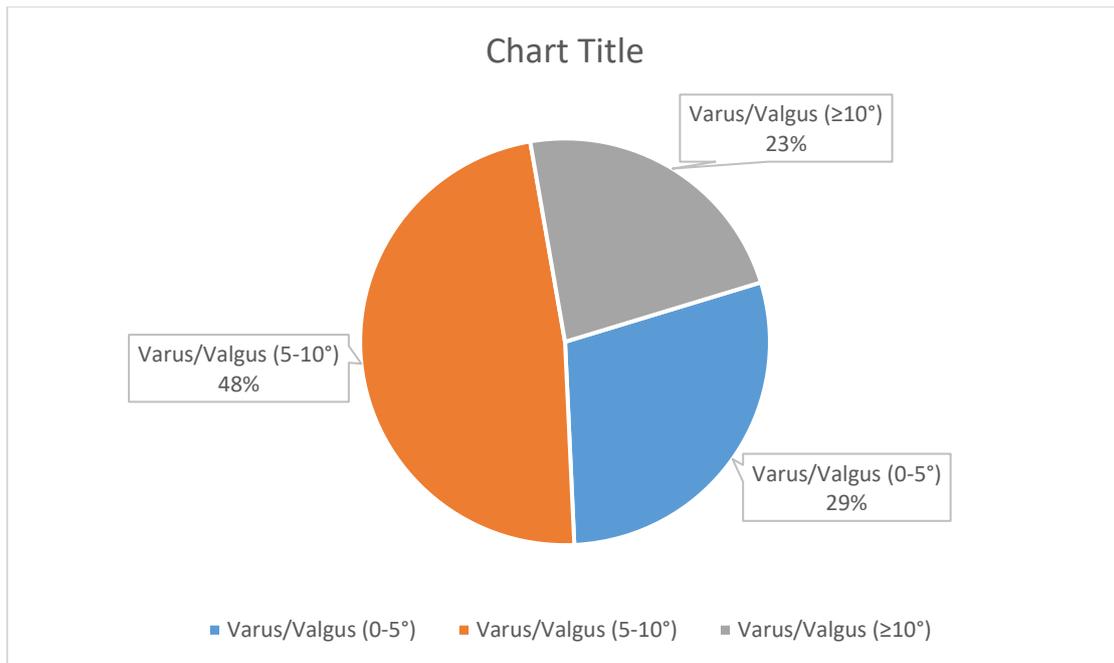


Abbildung 30: Verteilung der Patienten nach Grad der Fehlstellung

4.5. Übereinstimmung zwischen Röntgen und in Zusammenhang mit dem BMI-Wert

Mehr als die Hälfte der in dieser Studie eingeschlossenen Patienten hat einen BMI-Wert von <30 , was 57% der Fälle entspricht. Die restlichen 43% der Patienten befinden sich in verschiedenen Stadien der Adiposität mit einem BMI-Wert ≥ 30 .

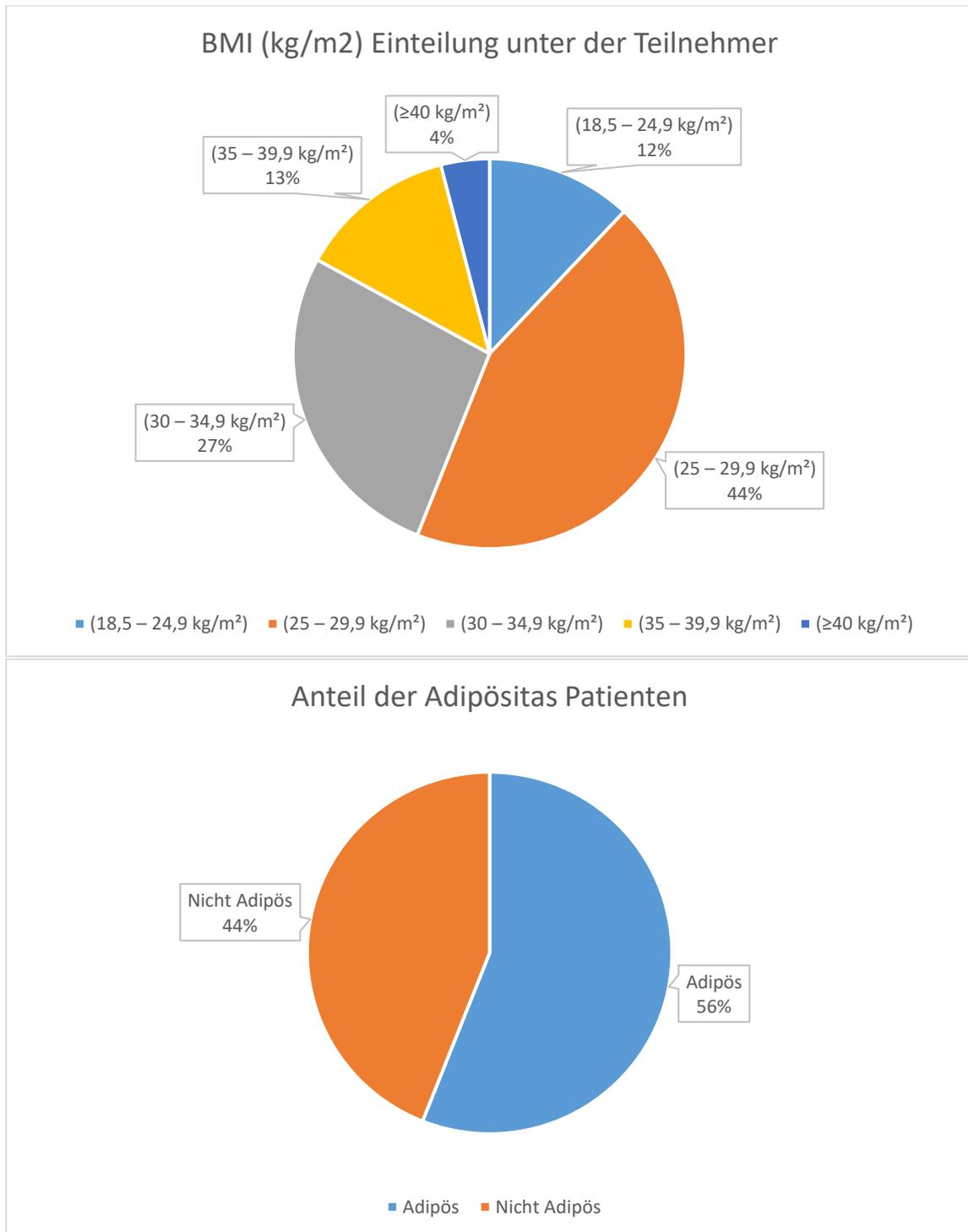


Abbildung 31: Zeigt die Anteile der Patienten in Bezug auf dem BMI-Wert.

Vor der Prothesenimplantation		Nach der Prothesenimplantation	
Intraklassenkorrelation (ICC)	p-Wert	Intraklassenkorrelation (ICC)	p-Wert
.920	<.001	.786	<.001

Tabelle 8: Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation in Patienten mit BMI-Wert von <30 kg/m².

Bei den Patienten mit einem BMI-Wert von <30 kg/m² (nicht adipöse Patienten) fanden wir eine sehr gute Übereinstimmung bei der präoperativen Messung zwischen Röntgen und Computernavigation (Intraklassenkorrelation (ICC) = 0,920, p-Wert < 0,001), sowie eine substantielle Übereinstimmung zwischen Röntgen und Computernavigation bei der postoperativen Messung (Intraklassenkorrelation (ICC) = 0,786, p-Wert < 0,001).

Vor der Prothesenimplantation		Nach der Prothesenimplantation	
Intraklassenkorrelation (ICC)	p-Wert	Intraklassenkorrelation (ICC)	p-Wert
.866	<.001	.690	<.001

Tabelle 9: Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation in Patienten mit BMI-Wert von ≥30 kg/m².

In der Gruppe mit einem BMI-Wert von ≥30 kg/m² (Adipositas) zeigte sich eine sehr gute Übereinstimmung vor der Prothesenimplantation zwischen Röntgen und Navigation (Intraklassenkorrelation = 0,866, p-Wert < 0,001), sowie eine gute Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation nach der Implantation (Intraklassenkorrelation = 0,690, p-Wert < 0,001).

4.6. Korrelation zwischen der prozentualen Veränderung durch Röntgen und Navigation und der Größe des femoralen und tibialen Teils der Knie-TEP.

	Prozentuale Veränderung im Röntgen		Prozentuale Veränderung in Navigation	
	r	p-Wert	r	p-Wert
Femur-Größe	-.231	.021	-.080	.427
Tibia-Größe	-.285	.004	-.129	.200

Tabelle 10: Korrelation zwischen der prozentualen Veränderung durch Röntgen und Navigation und Größe des femoralen und tibialen Teils der Knie-TEP.

Tabelle 4 zeigt die Korrelation zwischen der prozentualen Veränderung durch Röntgen und Navigation mit der Femur- und Tibiagröße. Es besteht eine schwach

signifikante negative Korrelation zwischen dem Femur und der prozentualen Veränderung durch Röntgen ($r = -0,231$, p -Wert = $0,021$). Ebenso zeigt sich eine schwach signifikante negative Korrelation zwischen der Tibiagröße und der prozentualen Veränderung durch Röntgen ($r = -0,285$, p -Wert = $0,004$). Es wurde keine statistisch signifikante Korrelation zwischen der Femur- und Tibiagröße und der prozentualen Veränderung durch die Navigation festgestellt (p -Wert $0,427$ und $0,200$).

5.Diskussion

Das Ziel dieser Arbeit bestand darin, die intraoperativ gemessene mechanische Beinachse bei der Implantation einer Knie-TEP mithilfe der Computer-Navigation mit den radiologisch ermittelten Werten zu vergleichen. Die Nutzung der computerunterstützten Navigation erlaubte dem Chirurgen,⁵⁹ die Ausrichtung des Beins mit einer größeren Genauigkeit wiederherzustellen, im Vergleich zur herkömmlichen Operationsmethode und die Positionierung der Komponenten entsprechend der individuellen Anatomie des Patienten vorzunehmen⁶⁰.

Im Rahmen dieser retrospektiven Studie wurden die Navigations- und radiologischen Daten von 100 Patienten untersucht, die im Zeitraum zwischen 2019 und 2021 im Lukas Krankenhaus Bünde eine computer-navigierte bicondyläre Knie Total Endoprothese erhalten haben.

5.1. Zusammenfassung der Ergebnisse:

Wir haben in dieser Studie, die intraoperative koronale Ausrichtung in Streckung unter Verwendung eines bildbasierten intraoperativen Navigationssystems zu bestimmen und diese Werte mit der präoperativen sowie der endgültigen postoperativen Ausrichtung des Beins in den Röntgenbildern von langen Beinen unter Vollbelastung nach 5-7 Tagen postoperativ zu vergleichen. Martin W. Roche et. al. haben berichtet, dass Roboterarm-Assistenz für unikondyläre Knie-Prothese eine hervorragende Konsistenz beim Vergleich von postoperativen Vollbelastung Ganzbeinstand-Röntgenaufnahmen mit der endgültigen intraoperativen bildbasierten Nicht-WB-Ausrichtung zeigt⁶¹.

In dieser Studie erwies sich das Navigationssystem als geeignetes Messinstrument, mit hoher Präzision ermittelt werden konnten, da die Anatomischen Beinachse bei der 100 Patienten sich auf einer Range von 181° korrigieren lässt. Dieses Ergebnis könnte sich sowohl mit dem Computernavigationssystem als auch mit der Röntgen Untersuchungen prä- und postoperativ nachweisen.

Die Schlüsselergebnisse dieser Studie

- Computerassistierte Navigation zeigte bei der Implantation von Knie-TEP eine hervorragende Präzision bei der Korrektur der mechanischen Beinachse in koronaler Ebene.
- Insgesamt zeigte die Studie eine sehr gute Übereinstimmung ohne signifikante Differenzen zwischen Röntgen und Navigation zur Beurteilung der mechanischen Beinachse vor der Implantation einer Knie-TEP.
- Es wurde auch eine gute Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation zur Beurteilung der mechanischen Beinachse nach der Implantation einer Knie-TEP festgestellt. Ähnliche Ergebnisse wurden in einer vorherigen Studie von Bhimani et al. gefunden, die einen Unterschied zwischen der mechanischen Ausrichtung in der Navigation und dem Scanogramm bei Knie-Totalendoprothesen untersuchte.⁶²
- Interessanterweise wurde eine vermehrte Übereinstimmung zwischen Computer-Navigation und Röntgen bei zunehmender präoperativer Fehlstellungsgrad festgestellt, sowohl für prä- als auch postoperative Messungen im Varus-/Valgusgrad.
- Die Studie zeigte eine gute bis sehr gute Übereinstimmung bei adipösen Patienten, jedoch eine bessere Übereinstimmung bei nicht adipösen Patienten
- Es wurde kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen Prothesengröße und den gemessenen Werten in der Navigation oder Röntgen festgestellt.
- Die intraoperativ aufgenommene mechanische Achse nach der Implantation der Knieprothese könnte als Alternative zur postoperativen Ganzbein-Standaufnahme dienen.

Diese Schlüsselergebnisse tragen dazu bei, die Genauigkeit und Nützlichkeit der computergestützten Navigation bei der Implantation von Knieprothesen zu verstehen und könnten klinische Entscheidungen zur Optimierung der Ausrichtung und Positionierung von Knieimplantaten unterstützen.

5.2. Diskussion der Methoden

Die vorliegende retrospektive Studie umfasste eine Patientengruppe von insgesamt 100 Patienten, die im Zeitraum zwischen 2019 und 2021 im Lukas Krankenhaus Bünde eine zementierte bicondyläre Knieprothese (e.motion® System von Fa. Aesculap®) mittels des Computer-Navigationssystems OrthoPilot® implantiert bekamen. Alle Patienten erhielten im Krankenhaus vor und nach der Operation radiologische Verlaufskontrollen unter Verwendung derselben Aufnahmetechnik.

Es wurde festgestellt, dass das durchschnittliche Alter der Patienten in dieser Studie bei 70,6 Jahren lag, was vergleichbare Werte mit der Literatur aufweist. Weiterhin wurden keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des Alters, Geschlechts und der Operationsindikation zwischen den verschiedenen Gruppen beobachtet.

In dieser Studie hatten alle Patienten, die eingeschlossen wurden, eine primäre, symptomatische Gonarthrose als Grund für die Implantation einer Knieendoprothese. Die Gonarthrose ist eine degenerative Gelenkerkrankung, die durch den Abbau von Knorpelgewebe in den Kniegelenken gekennzeichnet ist. Die Prävalenz von Arthrose, zu der auch die Gonarthrose gehört, ist in der Bevölkerung signifikant. Laut Berichten des Robert Koch-Instituts lag die Prävalenz von Arthrose bei Erwachsenen ab 18 Jahren in den letzten 12 Monaten bei 17,9%. Es wurde beobachtet, dass die Prävalenz bei Frauen mit 21,8% höher war als bei Männern mit 13,9%. Mit steigendem Lebensalter nimmt der Anteil der Personen mit Arthrose deutlich zu, und bei Personen ab 65 Jahren sind knapp die Hälfte der Frauen (48,1%) und knapp ein Drittel der Männer (31,2%) betroffen. Angesichts der zunehmenden Alterung der Bevölkerung wird erwartet, dass die Prävalenz von Arthrose in Deutschland weiter ansteigen wird⁶³.

Die Patienten unterschieden sich jedoch signifikant hinsichtlich ihres BMI, sodass die in 2 Gruppen unterteilt werden könnten mit einer Gruppe die Unter Adiposität und BMI-Wert ≥ 30 kg/m² leiden (56 Patienten) und die 2. Gruppe von 44 Patienten die einem < 30 kg/m² haben. Die Teilnehmer lagen bei einem BMI-Mittelwert von 29,9 kg/m².

Der Zusammenhang zwischen einem höheren BMI und dem funktionellen Outcome wurde bereits häufig untersucht. Auch zwischen erhöhten BMI und Gleichgewicht sowie Gangbild.⁶⁴ Die meisten Untersuchungen beziehen dies jedoch auf adipöse Patienten; das heißt Patienten mit einem BMI von über 30 kg/m². In der Literatur wird auf eine erhöhte mittel- bis langfristige Revisionsrate nach einer primären Knie-

Totalendoprothese bei Adipöse Patienten hingewiesen, wobei diese Patienten jedoch eine vergleichbare funktionelle Erholung wie nicht adipöse Personen aufweisen⁶⁵, jedoch besonders an dieser Studie ist der Untersuchung der Einfluss der Adiposität auf der Messung der Mechanischen Beinachse mit der Computer Navigation in Vergleich mit dem Konventionellen Röntgen.

In unserer Studie zeigten die Ergebnisse bei nicht-adipösen Patienten bessere Übereinstimmung der Navigation und Röntgen in Messungen der mechanischen Beinachse im Vergleich zu adipösen Patienten.

Zudem unterschieden sich die Patienten signifikant hinsichtlich des präoperativen Grades der Fehlstellung. Die Patienten wurden basierend auf dem präoperativen Grad der Fehlstellung der mechanischen Beinachse in drei Gruppen eingeteilt: eine Gruppe mit 29 Patienten und einem Fehlstellungsgrad zwischen 0 und 5°, eine Gruppe mit 48 Patienten und einem Fehlstellungsgrad zwischen 5 und 10° sowie eine Gruppe mit 23 Patienten und einem Fehlstellungsgrad von 10° oder mehr. Die Studie zeigte interessanterweise, dass die Navigation eine hervorragende Genauigkeit bei höheren Graden der präoperativen Fehlstellung (mehr als 10°) aufwies, was einen Vorteil der computerassistierten Navigation bei der Implantation von Knie-TEP darstellt. Das retrospektive Studiendesign erlaubte zudem Rückschlüsse auf die Verbesserung der mechanischen Beinachse im Vergleich zu den präoperativen Werten.

5.3. Limitierungen Der Studie

Die Basis für die klinischen Daten bildete eine prospektiv durchgeführte randomisierte Studie. Die Verknüpfungen zwischen dem hier untersuchten BMI, dem Grad der Fehlstellung und der Prothesengröße wurden retrospektiv im Rahmen einer sekundären Datenanalyse analysiert. Daher war es nicht möglich, eine prognostische

Fallzahlabschätzung für die Fragestellung durchzuführen. Dies stellt eine Einschränkung der Studie dar.

Die Überprüfung der aktuellen Literatur zeigt, dass es ausreichend gut konzipierte Studien gibt, die darauf hindeuten, dass sowohl Computerassistierte Chirurgie (CAS) mit einer großen Konsole als auch handgeführte Navigationssysteme die Genauigkeit und Präzision der Komponentenausrichtung bei Knie-TEP verbessern können. Trotz der Subgruppenanalyse des Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry fehlen in der Evidenzbasis jedoch überzeugende Belege für eine klinische Überlegenheit hinsichtlich verbesserter patientenbezogener Ergebnismessungen und/oder langfristig niedrigerer kumulativer Revisionsraten. Nur wenige Autoren würden argumentieren, dass die Genauigkeit der Ausrichtung ein zu vernachlässigendes Ziel ist. Daher konzentrieren sich viele der Argumente gegen die Verwendung von CAS-Navigationssystemen mit großen Konsolen auf die hohen Kosten dieser Systeme, da es keine klinischen Beweise gibt. Die Verwendung kostengünstiger, tragbarer CAS-Navigationssysteme könnte daher diese wichtige Lücke schließen, und im Laufe der Zeit könnten sich weitere klinische Belege ergeben^{66,67}.

Interessant ist bei den Ergebnissen dieser Studie, dass die Übereinstimmung zwischen Röntgen und Computer assistierter Navigation bei nicht adipösen Patienten besser ist als bei adipösen Patienten. Es wäre sinnvoll, eine prospektive Studie durchzuführen, die die postoperative Beweglichkeit und das Streckungsvermögen bei diesen Patienten untersucht. Dabei könnten mehr postoperative klinische Daten einbezogen werden. Möglicherweise könnten auch die postoperativen Röntgenuntersuchungen im späteren Verlauf, nach Abschluss der rehabilitativen Maßnahmen, wiederholt werden.

6. Literaturverzeichnis

1. **Freeman MA, Todd RC, Bamert P, Day WH.** ICLH arthroplasty of the knee: 1968--1977. *J Bone Joint Surg Br* 1978; **60-b**(3): 339-44.
2. **Insall J, Scott WN, Ranawat CS.** The total condylar knee prosthesis. A report of two hundred and twenty cases. *J Bone Joint Surg Am* 1979; **61**(2): 173-80.
3. **Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, Shastri S, Jacoby SM.** Why are total knee arthroplasties failing today? *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2002; **404**: 7-13.
4. **Blagojevic M JC, Jeffery A, Jordan KP.** Risk factors for onset of osteoarthritis of the knee in older adults: a systematic review and metaanalysis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2010: 24-33.
5. **Drake RL, PhD & Vogl, W.** Gray's Anatomie für Studenten. Cleveland Clinic Lerner College of Medicine of Case Western Reserve University, Cleveland, Ohio, USA: Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, Lektorat Medizinstudium, Alexander Gattnarzik, Karlstraße 45, 80333 München.
6. **Mameri ES, Dasari SP, Fortier LM, et al.** Review of Meniscus Anatomy and Biomechanics. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine* 2022; **15**(5): 323-35.
7. **Schiebler THuK, Horst-W.** Anatomie, Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie Unter Berücksichtigung des Gegenstandskatalogs. Anatomie. Veitshöchheim; 2005: 537.
8. **Choudhury P, Billings SJ, Bestic JM, et al.** Radiologists should use the hip-knee-ankle angle rather than the mechanical axis deviation to describe knee alignment. *Skeletal Radiol* 2022.
9. **Kamath AF, Israelite C, Horneff J, Lotke PA.** Editorial: What is Varus or Valgus Knee Alignment?: A Call for a Uniform Radiographic Classification. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2010; **468**(6): 1702-4.

10. **Meding JB, Keating EM, Ritter MA, Faris PM, Berend ME.** Genu recurvatum in total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 2003; (416): 64-7.
11. **Duda GN, Heller MO, Pfitzner T, Taylor WR, König C, Bergmann G.** Biomechanik des Kniegelenks. In: Wirtz DC, ed. *AE-Manual der Endoprothetik: Knie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2011: 19-31.
12. **Pauwels F.** [Importance of structural principles of the bracing and kinetic apparatus with regard to stress on the long bones]. *Acta Anat (Basel)* 1951; 12(1-2): 207-27.
13. **Wolff J.** Das Gesetz der Transformation der Knochen. A. Hirschwald, Berlin. 1892.
14. **Grazio S, Balen D.** [Obesity: risk factor and predictor of osteoarthritis]. *Lijec Vjesn* 2009; 131(1-2): 22-6.
15. **Heidari B.** Knee osteoarthritis prevalence, risk factors, pathogenesis and features: Part I. *Caspian J Intern Med* 2011; 2(2): 205-12.
16. **Otte P.** Der Arthrose-Prozeß, Gelenkerhaltung-Gefährdung-Destruktion, Teil 1: Osteochondrale Strukturen. *Nürnberg: Novartis* 2000.
17. **Hackenbroch MH.** Arthrosen: Basiswissen zu Klinik, Diagnostik und Therapie; 44 Tabellen: Thieme; 2002.
18. **Croft P, Blyth FM, van der Windt D.** The global occurrence of chronic pain: an introduction. *Chronic pain epidemiology: From aetiology to public health* 2010: 9-18.
19. **Andersohn F, Walker J.** Characteristics and external validity of the German health risk institute (HRI) database. *Pharmacoepidemiology and drug safety* 2016; 25(1): 106-9.
20. **Palazzo C, Ravaud J-F, Papelard A, Ravaud P, Poiraudeau S.** The burden of musculoskeletal conditions. *PloS one* 2014; 9(3): e90633.

21. **Hradetzky E, Ohlmeier C, Brinkmann C, et al.** Epidemiology and routine care treatment of patients with hip or knee osteoarthritis and chronic lower back pain: real-world evidence from Germany. *Journal of Public Health* 2022; **30**(12): 2855-67.
22. **Fuchs J, Kuhnert R, Scheidt-Nave C.** 12-month prevalence of osteoarthritis in Germany. *J Health Monit* 2017; **2**(3): 51-6.
23. **Millennium WSGotBoMCatSotN.** The burden of musculoskeletal conditions at the start of the new millennium. *World Health Organization technical report series* 2003; **919**: i.
24. **Kingsbury SR, Gross HJ, Isherwood G, Conaghan PG.** Osteoarthritis in Europe: impact on health status, work productivity and use of pharmacotherapies in five European countries. *Rheumatology* 2014; **53**(5): 937-47.
25. **Fischer R.** Internationales Kniesymposium: Erinnerung an Themistocles Gluck Eine späte Würdigung. *Dtsch Arztebl International* 1998; **95**: 969.
26. **Akram F, Levine B.** History of the Unicompartamental Knee Arthroplasty. In: Gerlinger TL, ed. *Unicompartamental Knee Arthroplasty: Indications, Surgical Techniques and Complications*. Cham: Springer International Publishing; 2020: 3-12.
27. **Ranawat CS.** History of total knee replacement. *J South Orthop Assoc* 2002; **11**(4): 218-26.
28. **Grieco TF, Sharma A, Dessinger GM, Cates HE, Komistek RD.** In vivo kinematic comparison of a bicruciate stabilized total knee arthroplasty and the normal knee using fluoroscopy. *The Journal of arthroplasty* 2018; **33**(2): 565-71.
29. **Grupp TM, Fritz B, Kutzner I, Schilling C, Bergmann G, Schwiesau J.** Vitamin E stabilised polyethylene for total knee arthroplasty evaluated under highly demanding activities wear simulation. *Acta Biomaterialia* 2017; **48**: 415-22.

- 30. Sezer HB, Bohu Y, Hardy A, Lefevre N.** Knee Prosthesis in the Computer Era. *Orthop Surg* 2021; **13**(2): 395-401.
- 31. Nohe L, Zamorano L, Hang Z, Wang Q, Langlotz F, Berlemann U.** Image-guided insertion of transpedicular screws. *Spine* 1995; **20**(4): 497-500.
- 32. Haritnian EG, Pimpalnerkar AL.** Computer assisted total knee arthroplasty: does it make a difference? *Maedica* 2013; **8**(2): 176.
- 33. Shatrov J, Parker D.** Computer and robotic – assisted total knee arthroplasty: a review of outcomes. *Journal of Experimental Orthopaedics* 2020; **7**(1): 70.
- 34. Mettelsiefen J, Kirschner S, Lützner J, Günther K-P.** Entwicklung der Knieendoprothetik, Indikation und sozioökonomische Gesichtspunkte. In: Wirtz DC, ed. *AE-Manual der Endoprothetik: Knie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2011: 47-55.
- 35. Shah SM.** After 25 years of computer-navigated total knee arthroplasty, where do we stand today? *Arthroplasty* 2021; **3**(1): 41.
- 36. Abdel MP, Oussedik S, Cross MB.** Clinical faceoff: Neutrally versus kinematically aligned TKA. *Clin Orthop Relat Res* 2015; **473**(1): 27-31.
- 37. Haas H.** Stellungnahme zur Durchführung von Ganzbeinstandaufnahmen postoperativ. *Endocert* 2017.
- 38. Michael JW, Schlüter-Brust KU, Eysel P.** The epidemiology, etiology, diagnosis, and treatment of osteoarthritis of the knee. *Dtsch Arztebl Int* 2010; **107**(9): 152-62.
- 39. Koch. DrmK.** Kniearthrose (Gonarthrose). *Gesundheitsinformationde* 2021; **1**: 3.
- 40. Rheumatology ACo.** Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC). *American College of Rheumatology*.

- 41. Kohn MD, Sassoon AA, Fernando ND.** Classifications in Brief: Kellgren-Lawrence Classification of Osteoarthritis. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2016; **474**(8): 1886-93.
- 42. Amstutz HC, Su EP, Le Duff MJ, Fowble VA.** Are there benefits to one-versus two-stage procedures in bilateral hip resurfacing? *Clin Orthop Relat Res* 2011; **469**(6): 1627-34.
- 43. Rivkin G, Kandel L, Perets I, Tsohar T, Nasrawy T, Liebergall M.** Total knee arthroplasty using a computerized assisted stereotaxic navigation system with bluetooth communication in obese patients - A randomized controlled study. *Comput Assist Surg (Abingdon)* 2023; **28**(1): 2162970.
- 44. Aesculap IS.** OrthoPilot KneeSuite TKR Knee Surgical Technique. In: GmbH BB, editor.
- 45. Grupp TM, Schroeder C, Kyun Kim T, et al.** Biotribology of a mobile bearing posterior stabilised knee design--effect of motion restraint on wear, tibio-femoral kinematics and particles. *J Biomech* 2014; **47**(10): 2415-23.
- 46. Aesculap.** Patienteninformations Brochuere Knie. In: GmbH BB, editor.
- 47. MediCAD-HecTec-GmbH.** 2D Knie MediCAD. HecTec-GmbH; 2023.
- 48. Hofmann S, Djahani O, Pietsch M.** [Conventional navigation without computer and the lateral minimally invasive approach for contract valgus knee]. *Orthopade* 2007; **36**(12): 1135-42.
- 49. Bae DK, Song SJ.** Computer assisted navigation in knee arthroplasty. *Clin Orthop Surg* 2011; **3**(4): 259-67.
- 50. Clemens U, Miehke RK.** Advanced navigation planning including soft tissue management. *Orthopedics* 2005; **28**(10 Suppl): s1259-62.
- 51. Gøthesen Ø, Slover J, Havelin L, Askildsen JE, Malchau H, Furnes O.** An economic model to evaluate cost-effectiveness of computer assisted knee replacement surgery in Norway. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2013; **14**(1): 202.

- 52. Holme TJ, Henckel J, Hartshorn K, Cobb JP, Hart AJ.** Computed tomography scanogram compared to long leg radiograph for determining axial knee alignment. *Acta Orthop* 2015; **86**(4): 440-3.
- 53. Fink B.** Ganzbeinaufnahme. *DocCheck Flexikon* 2021.
- 54. Kohn W, Öztürk R.** Varianz, Standardabweichung und Variationskoeffizient. Statistik für Ökonomen: Datenanalyse mit R und SPSS. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2013: 67-72.
- 55. Hilgers R-D, Heussen N, Stanzel S.** Korrelationskoeffizient, Intraklass. In: Gressner AM, Arndt T, eds. Lexikon der Medizinischen Laboratoriumsdiagnostik. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2019: 1389-.
- 56. Böhm W, Hornik K.** A Kolmogorov-Smirnov Test for r Samples. *Fundamenta Informaticae* 2012; **117**: 103-25.
- 57. Gehan EA.** A generalized Wilcoxon test for comparing arbitrarily singly-censored samples*. *Biometrika* 1965; **52**(1-2): 203-24.
- 58. Schober P, Boer C, Schwarte LA.** Correlation Coefficients: Appropriate Use and Interpretation. *Anesthesia & Analgesia* 2018; **126**(5): 1763-8.
- 59. Dyrhovden GS, Gøthesen Ø, Lygre SH, et al.** Is the use of computer navigation in total knee arthroplasty improving implant positioning and function? A comparative study of 198 knees operated at a Norwegian district hospital. *BMC Musculoskelet Disord* 2013; **14**: 321.
- 60. Cheng T, Zhao S, Peng X, Zhang X.** Does computer-assisted surgery improve postoperative leg alignment and implant positioning following total knee arthroplasty? A meta-analysis of randomized controlled trials? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012; **20**(7): 1307-22.
- 61. Roche MW, Vakharia RM, Law TY, Sabeh KG.** Accuracy of Intraoperative Mechanical Axis Alignment to Long-Leg Radiographs following Robotic-Arm-Assisted Unicompartamental Knee Arthroplasty. *J Knee Surg* 2023; **36**(7): 752-8.

- 62. Bhimani R, Bhimani F, Singh P.** Difference between Mechanical Alignment in Navigation and Scanogram during Total Knee Arthroplasty. *Adv Orthop* 2019; **2019**: 4096306.
- 63. Fuchs J, Kuhnert R, Scheidt-Nave C.** 12-Monats-Prävalenz von Arthrose in Deutschland. Robert Koch-Institut, Epidemiologie und Gesundheitsberichterstattung; 2017.
- 64. Moon S.** Untersuchung des Gleichgewichts und des Gangbildes bei Patienten mit Knie- und Hüftendoprothese. Saarbrücken: der Philosophischen Fakultäten III der Universität des Saarlandes; 2014. p. 264.
- 65. Boyce L, Prasad A, Barrett M, et al.** The outcomes of total knee arthroplasty in morbidly obese patients: a systematic review of the literature. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 2019; **139**(4): 553-60.
- 66. Jones CW, Jerabek SA.** Current Role of Computer Navigation in Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2018; **33**(7): 1989-93.
- 67. Beyer F, Pape A, Lützner C, Kirschner S, Lützner J.** Similar outcomes in computer-assisted and conventional total knee arthroplasty: ten-year results of a prospective randomized study. *BMC Musculoskelet Disord* 2021; **22**(1): 707.
- 68. James EW, LaPrade CM, LaPrade RF.** Anatomy and Biomechanics of the Lateral Side of the Knee and Surgical Implications. *Sports Medicine and Arthroscopy Review* 2015; **23**(1): 2-9.
- 69. Blackburn TA, Craig E.** Knee Anatomy: A Brief Review. *Physical Therapy* 1980; **60**(12): 1556-60.
- 70. Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrety J.** Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2006; **14**(3): 204-13.

- 71. Amis AA, Gupte CM, Bull AMJ, Edwards A.** Anatomy of the posterior cruciate ligament and the meniscofemoral ligaments. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2006; 14(3): 257-63.
- 72. Vanin N, Kenaway M, Panzica M, et al.** Accuracy of digital preoperative planning for total knee arthroplasty. *Technology and Health Care* 2010; 18: 335-40.

7. Anhang

7.1. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anatomie des Kniegelenks. Drake, R.L., PhD & Vogl, W., Gray's Anatomie für Studenten. Cleveland Clinic Lerner College of Medicine of Case Western Reserve University, Cleveland, Ohio, USA: Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, Lektorat Medizinstudium, Alexander Gattnarzik, Karlstraße 45, 80333 München.

Abbildung 2: Anatomische Beziehungen der medialen und lateralen Meniskus Mameri, E.S., et al., *Review of Meniscus Anatomy and Biomechanics*. Current Reviews in Musculoskeletal Medicine, 2022. **15**(5): p. 323-335.

Abbildung 3: Staibilisationsmechanismus des Kniegelenkes bei aufrechtem Stand. Drake, R.L., PhD & Vogl, W., Gray's Anatomie für Studenten. Cleveland Clinic Lerner College of Medicine of Case Western Reserve University, Cleveland, Ohio, USA: Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, Lektorat Medizinstudium, Alexander Gattnarzik, Karlstraße 45, 80333 München.

Abbildung 4: Rot; Traglinei (Mikulicz Linie) des Kniegelenks. Schiebler, T.H.u.K., Horst-W. , Anatomie,Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie Unter Berücksichtigung des Gegenstandskatalogs, in Anatomie. 2005: Veitshöchheim. p. 537.

Abbildung 5: Traglinie des Beins. a Normal, b bei Genu valgum;c bei Genu varum. Die Traglinie ist mit der mechanischen Achse=Rotationsachse des Beins identisch. Um die Rotationsachse erfolgt die Drehung des Beins im Hüftgelenk. (Nach Frick et al.1980)

Abbildung 6: OD distale mediale Femur Condylus rechts Kniegelenk bei einem 50 jährigen Patient. Rechts arthroskopische Bilder, links seitliche Röntgen Aufnahme. (Lukas Krankenhaus Bünde 2019-2021).

Abbildung 7: Alters- und geschlechtsspezifische 1-Jahres-Prävalenz von Hüft-/Knie Arthrose im Jahr 2016 Hradetzky, E., et al., Epidemiology and routine care treatment of patients with hip or knee osteoarthritis and chronic lower back pain: real-world evidence from Germany. Journal of Public Health, 2022. **30**(12): p. 2855-2867.

Abbildung 8: Blick auf das rechte Knie von vorne ohne Kniescheibe; links mit unilaterale Arthrose (medial), rechts mit fortgeschrittener Pangoarthrose Arthrose (medial und lateral) Koch., D.r.m.K., Kniearthrose (Gonarthrose). Gesundheitsinformation.de, 2021. 1: p. 3

Abbildung 9: Die Röntgenaufnahmen des rechten Kniegelenks in anteroposteriorer Projektion (linkes Bild) und lateraler Projektion (rechtes Bild) zeigen eine fortgeschrittene Gonarthrose, klassifiziert nach Kellgren- und Lawrence als Grad 4. Lukas Krankenhaus Bünde 2019-2021.

Abbildung 10: Das Röntgenbild des rechten Kniegelenks in Ganzbeinstand zeigt einen aufgehobenen Gelenkspalt medialseitig mit Randosteophyten und subchondraler Sklerosierung im lateralen Gelenkanteil. Die Gonarthrose wird nach der Kellgren- und Lawrence-Klassifikation als Grad 3 eingestuft . Lukas Krankenhaus Bünde 2019-2021.

Abbildung 11: Geschlechtsverteilung unter den Teilnehmer links, Lateralität der operierten Seite rechts

Abbildung 12: Operative Setting für Implantation einer Knie TEP rechts zeigt die Abdeckung mit sterilen Op-Tücher und Ioban™ Folie sowie die Lagerungsschiene für Streckung und Beugung des Kniegelenks. Lukas Krankenhaus 2019-2021

Abbildung 13: Intraoperative Platzierung der und Platzierung der Fixierungsschraube zur Senderbefestigung für die Orthopilot-Navigatio. Lukas Krankenhaus Bünde 2019-2021.

Abbildung 14: Erfassung des Kniegelenkzentrums am ventralen Ansatz des vorderen Kreuzbandes. Bei fehlendem Kreuzband wird der Punkt in der Mitte der medialen-lateralen Durchmesserlinie des Tibiakopfes. Aesculap, I.S., OrthoPilot KneeSuite TKR Knee Surgical Technique, B.B. GmbH, Editor

Abbildung 15: Aufnahme der medialen und lateralen dorsalen Kondyle (links) und Erfassung des ventralen Kortikalispunktes (zur Größenbestimmung der femoralenkomponente) (rechts). Aesculap, I.S., OrthoPilot KneeSuite TKR Knee Surgical Technique, B.B. GmbH, Editor

Abbildung 16: Intraoperative Anzeige der mechanischen Beinachse mittels Orthopilot® Lukas Krankenhaus Bünde 2019-2021.

Abbildung 17: Aufnahme der femoralen kondylen Anatomie mit Hilfe der Pointer. Lukas Krankenhaus Bünde 2019-2021.

Abbildung 18: Distraktor zur Hilfe der Festlegung der Spaltwerte medial und lateral in Beugstellung und Streckung. Instrumentarium Lukas Krankenhaus Bünde.

Abbildung 19: intraoperative Planung der Femoralen Komponenten nach Erhebung der Anatomischen Landmarken. Lukas Krankenhaus Bünde 2019-2021.

Abbildung 20: Information zur Verschiebung der Gelenklinie nach Proximal bzw. distal, hier von 0 mm ausgehend von der prominentesten distalen Kondyle aufgenommen im Schritt (Kondylenreferenz). 2 Varus-/ Valgus-Anzeige, hier von 0° gekennzeichnet durch den Bogen im Femur und die Zahlenangabe in Grad. 3: distale Femur Schnitthöhe. 4: Verbleibende Streckspalte nach geplantem Einbau der implantankomponenten. 5: nicht veränderbare Erinnerungswerte basierend auf der Bandspannungsmessung. 6: Aufnahme der Tibaresektion . 7: Die Verschiebung der tibialen Gelenklinie ausgehend von proximalsten aufgenommenen Referenzpunkt. Aesculap, I.S., OrthoPilot KneeSuite TKR Knee Surgical Technique, B.B. GmbH, Editor

Abbildung 21: Einstellung des Sägeblocs mit der Navigation für die restlichen distalen Femur Sägeschnitte nach Durchführung der geraden unteren Sägeschnitt. Krankenhaus Bünde 2019-2021.

Abbildung 22: Aufnahme der mechanischen Beinachse und das Maximale Extensionsvermögen. Krankenhaus Bünde 2019-2021.

Abbildung 23: Femur Implantat, 2 mobile Gleitfläche aus Polyethylen UHMWP, 3 Tiba Metalplateau, 4 Verankerungsschaft. Aesculap, Patienteninformations Brochuere Knie, B.B. GmbH, Editor.

Abbildung 24: die intraoperativ implantierte e-motion® UC Knie-TEP, Bild. Lukas Krankenhaus Bünde 2019-2021.

Abbildung 25: Präoperative Planung eines in der Studie eingeschlossenen Patienten. Rechts Planung der Beinachse und die Höhe der Sägeschnitte, links Planung nach der nach Prothesenimplantation. Lukas Krankenhaus Bünde 2019-2021.

Abbildung 26: Infrarotstrahlen treffen auf Reflexionskugeln, die am Schienbein und Oberschenkelknochen platziert sind, und werden von dort zurück zur Kamera und zum Computer reflektiert. Die wechselseitigen Abstände und Bewegungen zwischen diesen Kugeln werden vom Computer erfasst, welcher daraufhin ein Modell der Achsen und der Anatomie der Extremitäten erstellt. Die Navigation der chirurgischen Instrumente erfolgt nach dem gleichen Prinzip. Gøthesen, Ø., et al., An economic model to evaluate cost-effectiveness of computer assisted knee replacement surgery in Norway. BMC Musculoskeletal Disorders, 2013. 14(1): p. 202.

Abbildung 27: Das Computernavigationssystem OrthoPilot® TKA Version 4.2 von B. Braun Aesculap in Tuttlingen, Deutschland, Lukas Krankenhaus Bünde 2019-2021

Abbildung 28: GBS-Röntgenaufnahme mit der Mechanischen Beinachse von 167,2°, Lukas Krankenhaus Bünde

Abbildung 29: zeigt die Änderung der Mechanischen Beinachse in Varus/Valgus Grad prä- und postoperativ in Navigation und Röntgen.

Abbildung 30: Verteilung der Patienten nach Grad der Fehlstellung

Abbildung 31: Zeigen die Anteile der Patienten in Bezug auf dem BMI-Wert

7.2. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Demographische und klinisch-deskriptive Daten der Patienten die an der Studie teilgenommen haben aus Lukas Krankenhaus Bünde zwischen 2019 und 2021.

Tabelle 2: Vergleich der prä- und postoperativen mechanischen Beinachse gemessen mit dem Navigationssystem und Ganzbeinstand Röntgen Aufnahme.

Tabelle 3: Prozentuale Veränderung in der Mechanischen Beinachse beim Röntgen und Computernavigation.

Tabelle 4: Die Übereinstimmung zwischen gemessene mechanische Beinachse mit dem Röntgen und Computernavigation präoperativ/vor der Implantation der Knie TEP und postoperativ.

Tabelle 5: die Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation bei Patienten mit einer präoperativen Fehlstellungsgrad von weniger als 10°.

Tabelle 6: die Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation bei Patienten mit einer präoperativen Fehlstellungsgrad von 5° bis 10°.

Tabelle 7: die Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation bei Patienten mit einer präoperativen Fehlstellungsgrad von 10° oder mehr.

Tabelle 8: Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation in Patienten mit BMI-Wert von <30 kg/m².

Tabelle 9: Übereinstimmung zwischen Röntgen und Navigation in Patienten mit BMI-Wert von ≥30 kg/m².

Tabelle 10: Korrelation zwischen der prozentualen Veränderung durch Röntgen und Navigation und der Femur- und Tibia-größe bei Knie-TEP