

Aus der
Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik
Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
an der Universität Tübingen

**Einfluss der Beinachse in der Frontalebene auf die
femorale und tibiale Torsion**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Schmidt, Sophie
2023**

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. S. Döbele

2. Berichterstatter: Professor Dr. C. Konrads

Tag der Disputation: 23.11.2023

Für meine Familie.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	1
Tabellenverzeichnis.....	2
Abkürzungsverzeichnis	4
1 Einleitung.....	5
1.1 Allgemeine Einleitung.....	5
1.2 Anatomische Grundlagen.....	6
1.3 Die Beinachse in der Frontalebene: Definition und Normwerte.....	7
1.4 Torsion: Definition und Normwerte.....	10
1.5 Folgen von Fehlstellungen der unteren Extremität.....	12
1.6 Forschungsstand.....	14
1.7 Zielsetzung der Studie	15
1.8 Hypothesen.....	16
2 Material und Methoden	17
2.1 Studiendesign	17
2.2 Ethik.....	17
2.3 Studienpopulation	17
2.4 Aufnahme des Bildmaterials	19
2.4.1 Ganzbeinstandaufnahmen.....	20
2.4.2 Torsions-CT	21
2.5 Messmethoden	23
2.5.1 Torsionsmessung nach Waidelich	23
2.5.2 Messung der Beinachse in der Frontalebene nach Paley.....	25
2.6 Einteilung der Gonarthrose nach Kellgren und Lawrence	27
2.7 Statistische Auswertung.....	28
3 Ergebnisse.....	30
3.1 Studienpopulation	30
3.1.1 Torsionswinkel und Parameter der Beinachse in der Frontalebene	31

3.2	Unterschiede zwischen der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe.....	32
3.2.1	Zusammenhang zwischen der Beinachse in der Frontalebene und den Gelenkwinkeln mL DFA und mMPTA.....	34
3.3	Geschlechtsspezifische Unterschiede.....	35
3.4	Zusammenhänge zwischen der Torsion und der Beinachse in der Frontalebene in der Gesamtpopulation.....	41
3.4.1	Zusammenhänge zwischen der Torsion und der Beinachse in der Frontalebene in der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe.....	43
3.4.2	Zusammenhänge zwischen der Torsion und der Beinachse in der Frontalebene bei den Geschlechtern.....	47
4	Diskussion.....	50
4.1	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	50
4.2	Allgemeines.....	52
4.3	Studienpopulation.....	56
4.3.1	Torsionswerte.....	56
4.3.2	Beinachse in der Frontalebene.....	57
4.4	Unterschiede zwischen den Gruppen in der Frontalebene.....	58
4.4.1	Zusammenhang zwischen der Beinachse in der Frontalebene und den Gelenkwinkeln mL DFA und mMPTA.....	60
4.5	Geschlechtsspezifische Unterschiede.....	60
4.6	Zusammenhänge zwischen der Torsion und der Beinachse in der Frontalebene.....	62
4.6.1	Limitationen der Ergebnisse.....	63
4.7	Ausblick.....	64
5	Zusammenfassung.....	65
6	Literaturverzeichnis.....	68
7	Erklärung zum Eigenanteil.....	75
8	Danksagung.....	76

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Anatomische Ebenen.....	6
Abbildung 2 Beinachse in der Frontalebene	7
Abbildung 3 Gelenkwinkel nach Paley.....	9
Abbildung 4 Distale femorale Transversalachsen.....	11
Abbildung 5 Flowchart des Einschlussprozesses	19
Abbildung 6 Paley's "True AP view"	21
Abbildung 7 Femorale Torsionsmessung	23
Abbildung 8 Tibiale Torsionsmessung.....	24
Abbildung 9 Messung der Beinachse in der Frontalebene im mediCAD- Programm	26
Abbildung 10 Altersverteilung der Patienten.....	30
Abbildung 11 mL DFA und mMPTA in der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe	32
Abbildung 12 mL DFA und mMPTA in Abhängigkeit vom mFA-mTA	35
Abbildung 13 Relativer Anteil valgischer, neutraler und varischer Beine bei den Geschlechtern	36
Abbildung 14 Mittelwerte der femoralen Torsion für Männer und Frauen unterteilt nach der Beinachse in der Frontalebene	39
Abbildung 15 Femorale und tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA..	41
Abbildung 16 Femorale und tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mL DFA	42
Abbildung 17 Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA in der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe	44
Abbildung 18 Femorale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA bei Männern und Frauen.....	47
Abbildung 19 Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA bei Männern und Frauen.....	48
Abbildung 20 Femorale Torsion in Abhängigkeit vom mL DFA bei Männern und Frauen.....	48
Abbildung 21 Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mL DFA bei Männern und Frauen.....	49

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Normwerte der Gelenkwinkel nach Paley (2005)	9
Tabelle 2 Radiologische Klassifikation der Gonarthrose nach Kellgren und Lawrence	27
Tabelle 3 Gruppeneinteilung in der Frontalebene	28
Tabelle 4 Verteilungsmaße der Torsions- und Gelenkwinkel sowie des mFA-mTA	31
Tabelle 5 Alter, koronare und Torsionsparameter in der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe	33
Tabelle 6 Signifikanz der Unterschiede zwischen den Mittelwerten der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe (α -adjustierte Post-hoc Analyse nach Bonferroni)	34
Tabelle 7 Streuungsparameter des Alters, der koronaren und Torsionsparameter bei den Geschlechtern	37
Tabelle 8 Streuungsparameter des Alters, der koronaren Winkel sowie der Torsionsparameter für die Geschlechter getrennt nach der Beinachse in der Frontalebene	38
Tabelle 9 Die Signifikanz der Unterschiede zwischen den Mittelwerten der Gruppen der Beinachse in der Frontalebene für die Geschlechter (α -adjustierte Post-hoc Analyse nach Bonferroni)	40
Tabelle 10 Korrelationen zwischen den Gelenkwinkeln (mLPFA, mMPTA und mLDTA) und der femoralen und tibialen Torsion	42
Tabelle 11 Korrelationen zwischen den Messparametern der Beinachse in der Frontalebene und der femoralen und tibialen Torsion in der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe.....	46
Tabelle 12 Korrelationen zwischen den Messparametern der Beinachse in der Frontalebene und der femoralen und tibialen Torsion bei den Geschlechtern.....	50
Tabelle 13 Rahmenbedingungen einiger ausgewählter Studien im Vergleich .	53

Tabelle 14 Vergleich der gemessenen Gelenkwinkel mit den Normwerten von Dror Paley	57
--	----

Abkürzungsverzeichnis

ALARA = As Low As Reasonably Achievable

ANOVA = Analysis of Variance

BG = Berufsgenossenschaft

CT = Computertomografie

GBA = Ganzbeinstandaufnahme

JLCA = Joint Line Convergence Angle

mFA-mTA = mechanischer femorotibialer Winkel

mLDFA = mechanischer lateraler distaler Femurwinkel

mLDTA = mechanischer lateraler distaler Tibiawinkel

mLPFA = mechanischer lateraler proximaler Femurwinkel

mMPTA = mechanischer medialer proximaler Tibiawinkel

MRT = Magnetresonanztomographie

VKB = vorderes Kreuzband

1 Einleitung

1.1 Allgemeine Einleitung

Knie- und Hüftgelenkbeschwerden zählen in Deutschland zu den häufigsten orthopädischen bzw. unfallchirurgischen Vorstellungsgründen. Ursächlich sind meist Sportverletzungen, Arbeitsunfälle oder degenerative Gelenkerkrankungen wie etwa die Arthrose.

Sowohl in der Diagnostik von Pathologien der unteren Extremität als auch in der Planung einer adäquaten Therapie ist eine sorgfältige radiologische Diagnostik von immenser Bedeutung.

Sie findet Anwendung bei der präoperativen Planung von Endoprothesen und Umstellungsosteotomien sowie bei postoperativen Kontrollen. Außerdem ist sie Teil der Diagnostik bei Patienten mit funktionellen Beschwerden oder Auffälligkeiten in der Gangbildanalyse und wird bei der Analyse von posttraumatischen Deformitäten und Abweichungen von der physiologischen Beinachse eingesetzt.

Vor allem bei der Analyse von Achsabweichungen ist die sogenannte Ganzbeinstandaufnahme (GBA), die das Vermessen der Beinachse in der Frontalebene ermöglicht, mittlerweile fester Bestandteil der Diagnostik. Aber auch die Torsionsmessung zur Feststellung möglicher Drehfehler von Femur oder Tibia gewinnt zunehmend an Stellenwert.

Obwohl das dreidimensionale Verständnis von Pathologien der unteren Extremität für ihre Therapie unerlässlich ist, sind mögliche Zusammenhänge zwischen der Beinachse in der Frontalebene und der femoralen und tibialen Torsion bisher kaum untersucht worden.

Dies soll daher in der vorliegenden Arbeit erfolgen, um die radiologische Diagnostik und die Therapie von Fehlstellungen und anderen Pathologien der unteren Extremität zu erleichtern.

1.2 Anatomische Grundlagen

Ursächlich für Fehlstellungen der unteren Extremität können unter anderem Traumata, Wachstumsstörungen, degenerative Gelenkerkrankungen oder angeborene Fehlbildungen (z. B. eine Hüftdysplasie) sein (Lobenhoffer P., 2007).

Die Abweichungen können dabei eine oder mehrere der drei anatomischen Ebenen betreffen. Es werden allgemein die Frontal-, Sagittal- und Transversalebene unterschieden. Die Frontal- oder auch Koronarebene umfasst alle Ebenen, die parallel zur Stirn (lat. „frons“) verlaufen und den Körper in ventrale und dorsale Anteile unterteilen. Als Sagittalebene werden alle vertikalen Ebenen bezeichnet, die parallel zur Sutura sagittalis des Schädels ausgerichtet sind und den Körper in rechte und linke Anteile unterteilen, und die Transversalebene verläuft auf den Stand bezogen horizontal und teilt den Körper in kraniale und kaudale Anteile, wie in Abbildung 1 dargestellt (Schünke M., 2014).

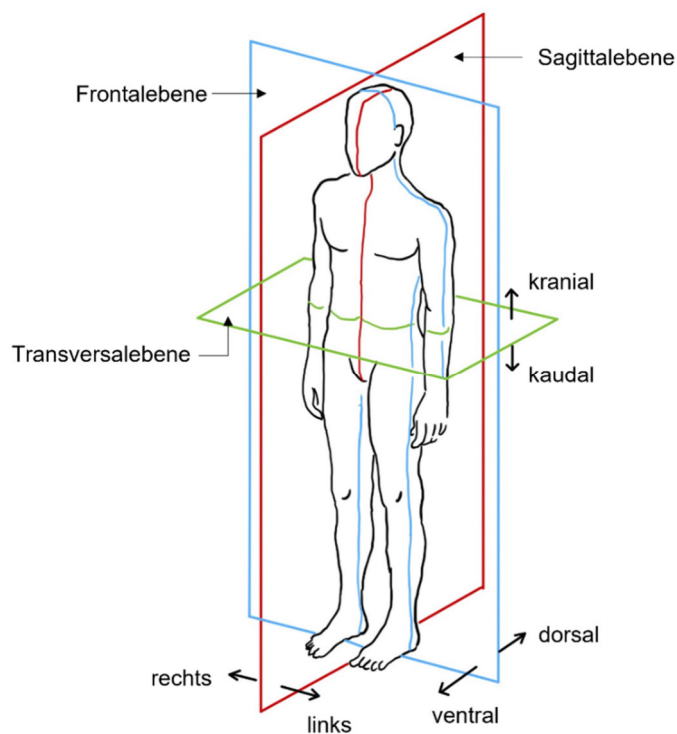


Abbildung 1 Anatomische Ebenen (angelehnt an Schünke et al. [2014], S. 27)

1.3 Die Beinachse in der Frontalebene: Definition und Normwerte

In der Frontalebene kann die Beinachse varisch, neutral oder valgisch ausgeprägt sein. Ob ein Genu varum oder valgum vorliegt, kann anhand der Lage der mechanischen Achse des Beines zum Kniegelenkzentrum festgestellt werden. Diese Achse läuft vom Zentrum des Hüftgelenkes zum Zentrum des oberen Sprunggelenkes und wird auch als Mikulicz-Linie bezeichnet.

Beim Genu varum (umgangssprachlich auch als „O-Bein“ bezeichnet) liegt die mechanische Achse des Beines medial des Kniegelenkzentrums, beim Genu valgum („X-Bein“) lateral von diesem (Lobenhoffer P., 2007).

Normalerweise tritt sie 8 ± 7 mm medial des Kniegelenkzentrums durch die tibiale Gelenkfläche (Paley D., 2005). Die physiologische Beinachse ist also leicht varisch ausgeprägt (s. Abbildung 2).

Im klinischen Alltag wird die Ausrichtung der Beinachse allerdings meist anhand

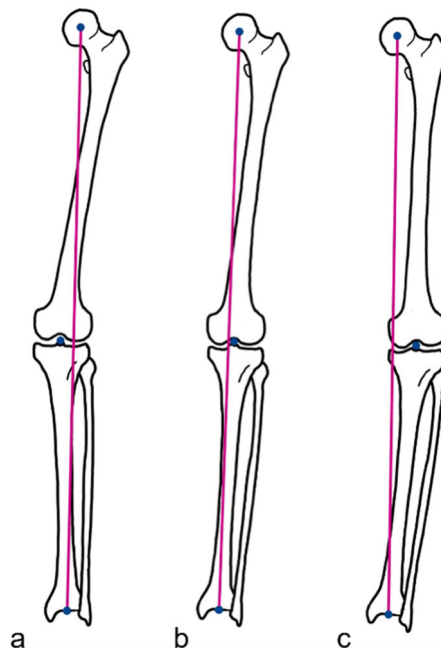


Abbildung 2 Beinachse in der Frontalebene

- a. Genu valgum: Die Mikulicz-Linie (rosa) tritt lateral des Kniegelenkzentrums durch das Tibiaplateau
- b. Physiologische Beinachse: Die Mikulicz-Linie tritt 8 ± 7 mm medial des Kniegelenkzentrums durch das Tibiaplateau
- c. Genu varum: Die Mikulicz-Linie tritt medial des Kniegelenkzentrums durch das Tibiaplateau (eigene Darstellung in Anlehnung an Paley D. 2005, S. 10)

des Winkels zwischen den mechanischen Achsen von Femur und Tibia beschrieben. Diese verlaufen vom proximalen zum distalen Gelenkzentrum des jeweiligen Knochens (s. Abbildung 3). Beträgt der Winkel zwischen den beiden Achsen $1,3 \pm 2^\circ$ Varus, gilt dies als physiologisch (Paley D., 2005).

Die mechanischen Achsen von Femur und Tibia stehen aber nicht nur in einem physiologischen Winkel zueinander, sondern befinden sich auch in bestimmten Winkeln zu den proximalen und distalen Gelenklinien des jeweiligen Knochens. Weichen diese Winkel von den Normwerten ab, kann dies in einer knöchernen bedingten Varus- oder Valgusfehlstellung resultieren (Paley D., 2005).

Um die Orientierung einer Gelenklinie zur mechanischen bzw. anatomischen Achse desselben Knochens einheitlich zu beschreiben, werden die von Dr. Paley definierten Gelenkwinkel verwendet. Er führte dafür folgende Nomenklatur ein:

Der erste Buchstabe der jeweiligen Winkelbezeichnung ist ein „a“ oder ein „m“ und gibt an, ob die anatomische oder mechanische Achse als Bezugsachse dient. Der zweite Buchstabe beschreibt, ob der Winkel medial („M“) oder lateral („L“), und der dritte, ob proximal („P“) oder distal („D“) gemessen wurde. Der darauffolgende Buchstabe steht für das Femur („F“) oder die Tibia („T“) und der letzte ist ein „A“ für das englische Wort „angle“ (= Winkel). Der mLDFa ist also der mechanische laterale distale Femurwinkel und bezeichnet den lateralen Winkel, der zwischen der mechanischen Femurachse und der distalen Gelenklinie des Femurs gemessen wurde (Paley D., 2005). Die Normwerte der mechanischen Gelenkwinkel finden sich in Tabelle 1, eine grafische Darstellung ist in Abbildung 3 enthalten.

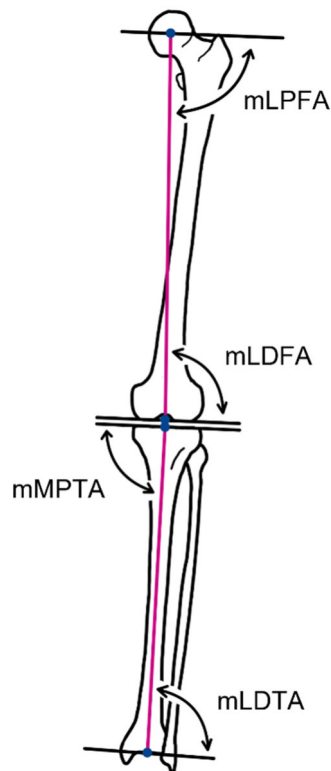


Abbildung 3 Gelenkwinkel nach Paley. Rosafarbene Linien: mechanische Achsen von Femur und Tibia. Schwarze Linien: Gelenklinien (angelehnt an Paley D. 2005, S. 8)

Tabelle 1 Normwerte der Gelenkwinkel nach Paley (2005)

Gelenkwinkel	Normwert
mLPFA (°)	90 (85–95)
mL DFA (°)	88 (85–90)
mMPTA (°)	87 (85–90)
mLDTA (°)	89 (86–92)

Diese Winkel ermöglichen also, festzustellen, ob eine intra- bzw. extraartikuläre oder gar eine kombinierte Fehlstellung in der Frontalebene vorliegt, und zeigen die genaue Lokalisation an. Ist beispielsweise der laterale Winkel zwischen der mechanischen Femurachse und der distalen femoralen Gelenklinie (= mL DFA) $> 90^\circ$ oder der mediale Winkel zwischen der mechanischen Tibiaachse und der proximalen tibialen Gelenklinie (= mMPTA) $< 85^\circ$, kann dies eine knöchern bedingte Varusfehlstellung zur Folge haben, Gleiches gilt für eine Kombination aus beidem (Paley D., 2005).

Valgus- und Varusfehlstellungen können allerdings auch weichteilig bedingt sein: Beträgt der Winkel zwischen der distalen femoralen und der proximalen tibialen Gelenklinie, auch Joint Line Convergence Angle (JLCA) genannt, mehr als 3° , spricht dies für mangelnde ligamentäre Straffheit oder den Verlust von Knorpelsubstanz im medialen bzw. lateralen Kompartiment des Kniegelenkes (Paley D., 2005).

1.4 Torsion: Definition und Normwerte

In der Transversalebene spricht man von der sogenannten Torsion. Dabei handelt es sich um die Drehung eines Röhrenknochens entlang seiner Längsachse. Davon abzugrenzen ist die Rotation, diese bezeichnet die Drehung zwischen zwei Knochen und bezieht sich somit auf die Bewegung eines Gelenkes (Lobenhoffer P., 2007).

Die Torsionswinkel werden zwischen der proximalen und der distalen Transversalachse eines Knochens gemessen (Waidelich et al., 1992). Ist die distale Achse gegenüber der proximalen Achse nach außen rotiert, wird dies als Außentorsion, ist sie innenrotiert, als Innentorsion bezeichnet (Waidelich et al., 1992).

Für das Femur werden außerdem die Begriffe Anteversion/Antetorsion und Retroversion/Retrotorsion verwendet. Anteversion bzw. -torsion bedeutet, dass die Schenkelhalsachse, also die proximale Transversalachse des Femurs, ventral der distalen Femurachse liegt (Scorcelletti et al., 2020).

Es gibt bisher keinen Goldstandard zur Erfassung der femoralen und tibialen Torsion. Je nach Messmethode variieren die verwendeten proximalen und tibialen Transversalachsen von Femur und Tibia deutlich. Abbildung 4 zeigt beispielhaft zwei mögliche distale Femurachsen: Die Kondylenhinterkantentangente bezeichnet eine Linie, die entlang der posteriorsten Punkte der Femurkondylen verläuft (Waidelich et al., 1992), während die anatomische transepikondyläre Achse die prominentesten Punkte der femoralen Epikondylen verbindet (Berger et al., 1993). Letztere wird in

einigen Arbeiten auch als klinische transepikondyläre Achse (cTEA) bezeichnet (Aglietti et al., 2008; Chang et al., 2018).

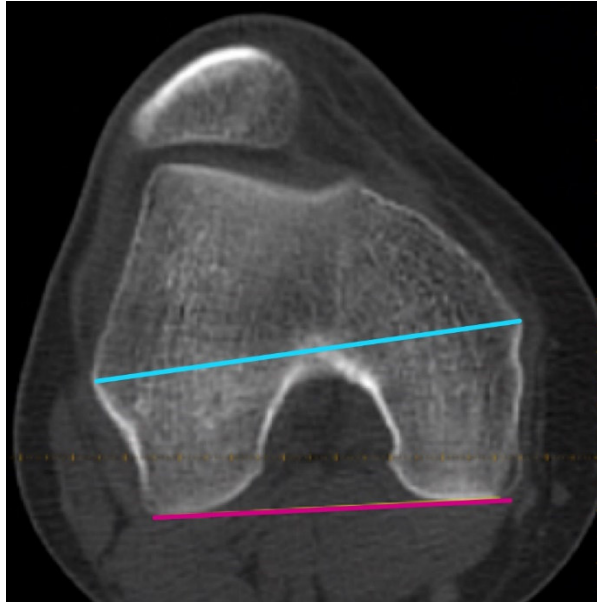


Abbildung 4 Distale femorale Transversalachsen.
Blau: anatomische transepikondyläre Achse.
Rosa: femorale Kondylenhinterkantentangente.

Waidelich et al. (1992) fanden in ihrem Patientenkollektiv eine femorale Innentorsion von durchschnittlich $-20,4 \pm 9^\circ$ und eine tibiale Außentorsion von $33,1 \pm 8^\circ$.

Es gab keine geschlechtsspezifischen Unterschiede und keinen festen Zusammenhang zwischen der intraindividuellen femoralen und tibialen Torsion (Waidelich et al., 1992).

Strecker et al. (1997) untersuchten die femorale und tibiale Torsion von über 500 Extremitäten mit derselben Methode. Die femorale Innentorsion betrug im Schnitt $-24,1 \pm 17,4^\circ$ und die tibiale Außentorsion $34,9 \pm 15,9^\circ$.

Torsionsfehler können angeboren sein, beispielsweise im Rahmen von Wachstumsstörungen, oder als Folge eines Traumas entstehen (Lobenhoffer P., 2007).

1.5 Folgen von Fehlstellungen der unteren Extremität

Mögliche Beziehungen zwischen der Beinachse in der Frontal- und der Transversalebene sowie deren Pathologien wurden bisher nur wenig untersucht. Und das, obwohl Fehlstellungen der unteren Extremität schwerwiegende Folgen haben können:

Achsabweichungen des Beines stellen einen signifikanten Risikofaktor für das Versagen von Bandplastiken (insbesondere einer vorderen Kreuzbandplastik) des Kniegelenkes dar (Feucht & Tischer, 2017). Dabei spielt unter anderem der sogenannte Varus Thrust eine Rolle. Beim Varus Thrust kommt es unter Belastung zur lateralen Öffnung des Kniegelenkes, die durch Laxizität der lateralen Bandstrukturen bedingt ist (Feucht & Tischer, 2017). Es konnte gezeigt werden, dass sich die Spannung im vorderen Kreuzband (VKB) mehr als verdoppelt, wenn gleichzeitig eine knöcherner Varusfehlstellung und ein Varus Thrust vorliegen (van de Pol et al., 2009). Dadurch kommt es zur repetitiven Überbelastung und zu einem daraus folgenden Versagen der VKB-Plastik (Feucht & Tischer, 2017). Varusfehlstellungen gelten zusätzlich als signifikanter Risikofaktor für das Versagen von Ersatzplastiken des hinteren Kreuzbandes (Noyes & Barber-Westin, 2005).

Außerdem können Varus- und Valgusfehlstellungen sowohl die Entstehung und Progression einer Gonarthrose (Brouwer et al., 2007; Felson et al., 2013; Georgiev & Angelov, 2019; Heijink et al., 2012; Sharma et al., 2001) als auch einer Retropatellararthrose (Elahi et al., 2000) fördern. Bezüglich der Progression einer Gon- oder Retropatellararthrose gelten sie dabei als größter Risikofaktor (Issa & Sharma, 2006).

Arthrose ist unter anderem durch die degenerative Zerstörung des Gelenkknorpels charakterisiert (Rabenberg, 2013). Abweichungen von der physiologischen Beinachse verändern die Kraftübertragung im Gelenk und können dadurch den Alterungsprozess des Knorpels, der nur eine sehr eingeschränkte Reparatur- und Regenerationskapazität aufweist (Iwamoto et al., 2013; Steinert et al., 2007), beschleunigen.

Daher können auch Torsionsfehler die Entstehung von Arthrose fördern. Studien haben gezeigt, dass eine reduzierte femorale Innentorsion die Belastung, die auf das mediale Kompartiment des Knies wirkt, erhöht (Kenaway et al., 2011; Papaioannou et al., 2013). Auch Eckhoff et al. (1994) fanden einen Zusammenhang zwischen femoraler Innentorsion und Gonarthrose.

Unter den möglichen Folgen von Achsabweichungen der unteren Extremität nimmt die Arthrose eine besondere Stellung ein, da sie die häufigste Gelenkerkrankung in Deutschland und auch weltweit ist (Fuchs et al., 2017). In der Bundesrepublik Deutschland leiden ca. 49,9% der Frauen und 33,3% der Männer im Alter von 70–79 an Arthrose. Dabei ist in mehr als der Hälfte der Fälle das Kniegelenk betroffen (Fuchs et al., 2013).

Es wird sogar angenommen, dass Arthrose in den nächsten Jahren der vierthäufigste Grund für Invalidität (Woolf & Pfleger, 2003) und damit eine große Bürde für Gesundheitssystem und Bevölkerung (Rabenberg, 2013) darstellen wird.

Torsionsfehler können neben der Arthrose aber auch weitere pathologische Veränderungen mit sich bringen: Starke femorale Innentorsion kann dazu führen, dass die Füße beim Gehen nach innen zeigen (Crane, 1959). Weisen das distale Femur oder die Tibia eine übermäßige Torsion auf, kann dies zu vorderem Knieschmerz, Patella-Maltracking oder patellofemorale Instabilität aufgrund von veränderter patellofemorale Kinematik führen (Diederichs et al., 2013; Eckhoff, Montgomery et al., 1994; Frosch & Schmeling, 2016; Parikh & Noyes, 2011). Die patellofemorale Instabilität erhöht in diesem Kontext das Risiko für Patellaluxationen (Steensen et al., 2015).

1.6 Forschungsstand

In der aktuellen Literatur gibt es bisher nur wenige Studien, die versuchten, mögliche Zusammenhänge zwischen der Beinachse in der Frontalebene und der femoralen und tibialen Torsion darzustellen. Außerdem beschränken sich viele dieser Studien ausschließlich auf den Einfluss der Geometrie des distalen Femurs auf die Beinachse in der Frontalebene (Aglietti et al., 2008; Cohen et al., 2019; Luyckx et al., 2013). Die Datenlage zu möglichen Zusammenhängen zwischen der gesamten femoralen und tibialen Torsion und der Beinachse in der Frontalebene ist daher äußerst schwach und inkonsistent:

Einige Studien berichten über eine verminderte femorale Innentorsion bei Patienten mit varischen Beinen im Vergleich zu Patienten mit neutraler oder valgischer Beinachse (Lee et al., 2021; Puthumanapully et al., 2014).

Unterstützt wird dies durch eine Studie von Chang et al. (2018), die zeigen konnte, dass die femorale Innentorsion zunimmt, wenn sich die Beinachse von Varus zu Valgus verändert, sofern die Kondylenhinterkantentangente als distale Referenzlinie gewählt wird. Dies ist allerdings nicht der Fall, wenn die klinische transepikondyläre Achse (cTEA) als Referenz dient.

Leon-Munoz et al. (2021) und Nejima et al. (2020) fanden im Gegensatz zu den vorangegangenen Studien keinen Zusammenhang zwischen der femoralen Torsion und der Beinachse in der Frontalebene, die jeweils mittels des hip-knee-ankle angle (= HKA, entsprechend dem Winkel zwischen den mechanischen Achsen von Femur und Tibia) analysiert wurde.

Bezüglich einer möglichen Beziehung zwischen der tibialen Torsion und der koronaren Beinachse fanden mehrere Studien heraus, dass die tibiale Torsion bei Varusbeinen geringer ist als in neutralen oder valgischen Vergleichsgruppen (Chang et al., 2018; Lee et al., 2021; Leon-Munoz et al., 2021). Dabei fanden Chang et al. (2018) und Leon-Munoz et al. (2021) sogar einen linearen Zusammenhang: Verändert sich die Beinachse von Varus zu Valgus, nimmt die tibiale Außentorsion zu.

Nejima et al. (2020) fanden wiederum keinen Zusammenhang zwischen der tibialen Torsion und der Beinachse in der Frontalebene.

Zusätzlich wurde in letzterer Studie auch die Beziehung zu den knienahen Gelenkwinkeln untersucht: Es zeigte sich, dass die femorale Innen- und tibiale Außentorsion zunehmen, je kleiner der mMPTA wird. Eine solche Beziehung zum mL DFA ließ sich aber nicht herausarbeiten.

Nur Leon-Munoz et al. (2021) machten Angaben zu geschlechtsspezifischen Unterschieden: Sowohl die femorale Innentorsion als auch die tibiale Außentorsion waren bei den Frauen signifikant größer als bei den Männern.

1.7 Zielsetzung der Studie

Das Ziel dieser Arbeit besteht darin, den Einfluss der Beinachse in der Frontalebene auf die femorale und tibiale Torsion zu untersuchen und herauszuarbeiten, ob eine koronare Achsabweichung auf das Ausmaß der Torsion schließen lässt. Damit lassen sich die Zusammenhänge zwischen den einzelnen anatomischen Ebenen besser verstehen und die korrekte Analyse der Beinachse wird erleichtert.

Dadurch können Fehlstellungen frühzeitig erkannt und therapiert werden, um Folgeschäden, wie etwa die Entstehung einer Arthrose oder vorderen Knieschmerz und patellare Instabilität, zu vermeiden. Außerdem ermöglicht eine gute radiologische Diagnostik, die physiologische Beinachse bei der operativen Versorgung von Frakturen, aber auch bei der Implantation von Knie totalprothesen oder im Rahmen von Umstellungsosteotomien wiederherzustellen.

1.8 Hypothesen

Da die bisherige Datenlage sehr kontrovers und unvollständig ist, soll der Einfluss der Beinachse in der Frontalebene auf die tibiale und femorale Torsion an einem breit aufgestellten Patientenkollektiv mit im klinischen Alltag gebräuchlichen Messmethoden untersucht werden. Zu diesem Zweck wurden mehrere Hypothesen aufgestellt:

1. Es bestehen signifikante Korrelationen zwischen der Beinachse in der Frontalebene (mFA-mTA) und der femoralen bzw. tibialen Torsion.
2. Es bestehen signifikante Zusammenhänge zwischen den einzelnen Gelenkwinkeln nach Paley (mLPFA, mL DFA, mMPTA, mLDTA) und der femoralen bzw. tibialen Torsion.
3. Es liegen signifikante Unterschiede in der femoralen und tibialen Torsion zwischen Beinen mit varischer, neutraler oder valgischer Beinachse vor.
4. Es gibt signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede bezüglich der femoralen bzw. tibialen Torsion, der Gelenkwinkel nach Paley (inkl. mLPFA, mL DFA, mMPTA und mLDTA) sowie des mFA-mTA.
5. Die Ausrichtung der Beinachse in der Frontalebene lässt in Abhängigkeit vom Geschlecht auf die femorale und tibiale Torsion schließen.

2 Material und Methoden

2.1 Studiendesign

Es wurde eine retrospektive Beobachtungsstudie durchgeführt. 356 Beine von 226 Patienten, bei denen im Zeitraum von April 2011 bis Oktober 2020 in der BG Klinik Tübingen eine Torsions-CT sowie eine Ganzbeinstandaufnahme im Abstand von weniger als drei Monaten durchgeführt wurden, konnten eingeschlossen werden.

2.2 Ethik

Die Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Eberhard Karls Universität Tübingen hat die Studie (Projekt-Nr. 695/2020BO2) positiv bewertet. Die Aufklärung der Studienteilnehmer entfiel, da die Voraussetzungen von § 27(1) BDSG-Anpassungsgesetz (Bundesdatenschutz-Anpassungsgesetz) in Verbindung mit Art. 5, 6, 9, 89 der Verordnung (EU) 2016/ 679 – Datenschutz-Grundverordnung gegeben sind.

Die Studie hat die Richtlinien der WMA-Deklaration von Helsinki (2013) eingehalten.

2.3 Studienpopulation

Die Rekrutierung der Patienten erfolgte aus einer präexistenten REDCap-Datenbank mit 501 Fällen. Jeder Fall enthielt die anonymisierten Hintergrunddaten einer Torsions-CT wie etwa das Datum der CT, das Pseudonym, Geburtsdatum und Geschlecht des Patienten sowie Informationen zu dessen Beschwerden.

Fälle wurden eingeschlossen, wenn zusätzlich zu der Torsions-CT auch eine Ganzbeinstandaufnahme im zeitlichen Abstand von weniger als drei Monaten verfügbar war.

Da bei einigen der Patienten im Verlauf mehrere Torsions-CT durchgeführt wurden, lagen für diese entsprechend auch mehrere REDCap-Fälle vor. Von diesen Patienten wurde jeweils nur einer der Fälle eingeschlossen. Anschließend wurde für jeden Fall eine individuelle Fallanalyse durchgeführt, um festzustellen, ob sich beide Beine des Patienten zur Vermessung eignen. Von der Studie ausgeschlossen wurden untere Extremitäten, die potenziell achsverändernde Traumata oder Operationen aufwiesen oder deren Bildgebung fehlerhaft war. Der Einschlussprozess ist in Abbildung 5 dargestellt.

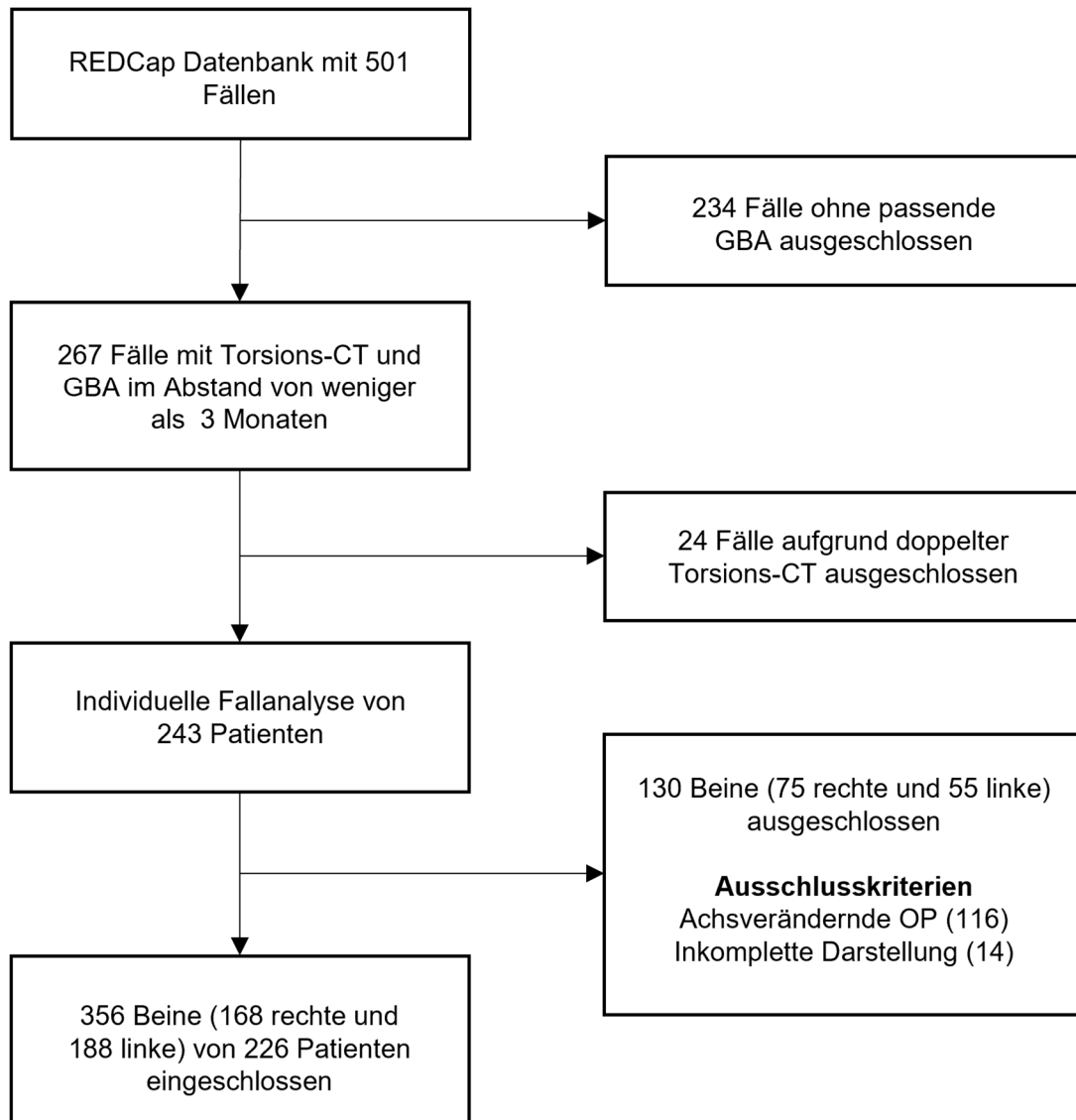


Abbildung 5 Flowchart des Einschlussprozesses

2.4 Aufnahme des Bildmaterials

Alle röntgenologischen Bilder wurden allein für klinische Zwecke, nach Stellen der rechtfertigenden Indikation entsprechend dem ALARA-Prinzip, aufgenommen. „ALARA“ steht für „As Low As Reasonably Achievable“ und

beschreibt im Strahlenschutz das Prinzip, dass die Strahlenexposition von Menschen so gering wie möglich gehalten werden soll (Miller & Schauer, 2015).

2.4.1 Ganzbeinstandaufnahmen

Die Ganzbeinstandaufnahmen wurden mit einer 30/120-Rasterkassette oder drei 35/43-Kassetten im Ganzbeinstativ aufgenommen. Der Fokus-Film-Abstand betrug drei Meter und die Aufnahmespannung 80–102 kV bei einer Fokusgröße von $\leq 1,3$ mm. Der Zentralstrahl wurde senkrecht auf die Kassettenmitte zentriert, die Einblendung erfolgte auf das Objektformat. Zur Kalibrierung der Röntgenbilder wurde eine 25 mm große Stahlkugel verwendet. Sie wurde auf Höhe des medialen Kniegelenkspaltes positioniert. Die Medizinisch-Technischen Radiologieassistenten wurden dazu instruiert, beide Beine so auszurichten, dass die Patella auf den Femurkondylen zentriert ist (s. Abbildung 6)

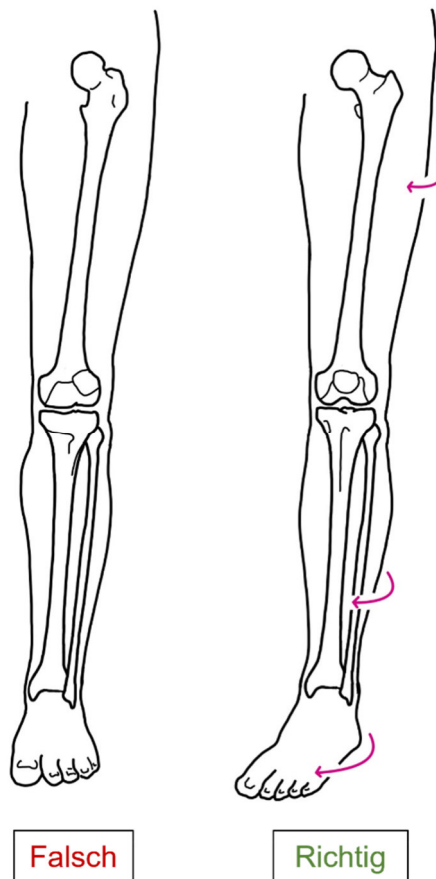


Abbildung 6 Paleys "True AP view" (angelehnt an Paley D. 2005, S. 32)

2.4.2 Torsions-CT

Alle Torsions-CT wurden mit einem 128-Schichten-, Single-Source-Scanner (SOMATOM Definition Edge, Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland) aufgenommen. Initial wurde ein Topogramm vom Fuß bis zum Oberrand des Hüftgelenks in caudo-cranialer Scanrichtung generiert, um die optimale Kombination aus Spannungs- und Stromwert für den Patienten mit automatisierten Tools (Siemens CARE Dose4D und CARE kV) auswählen zu können.

Anschließend erfolgte die Aufnahme der Torsions-CT. Es gab dabei drei Scanbereiche: den Scanbereich Hüfte vom Oberrand des Hüftkopfes bis 1 cm unterhalb des Trochanter major, den Scanbereich Knie vom Oberrand der Patella bis zur Mitte des Fibulaköpfchens und den Scanbereich OSG 2 cm

oberhalb des Pylons bis zum Unterrand des Innenknöchels. Die Scanrichtung war cranio-caudal.

Bis Juli 2019 wurde ein HQ-Protokoll verwendet, das mittels CARE Dose4D (Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland) den Röhrenstrom in der Hüftregion automatisch an Form und Größe des Patienten anpasst. Der Referenzwert betrug 220 mAs. Der Röhrenstrom für die Knie- und Sprunggelenkregion wurde auf 95 mAs und die Röhrenspannung auf 120 kV eingestellt. Der Pitch betrug 1,0, die Rotationsdauer 0,5 s und die Kollimation 128 x 0,6 mm. Es wurde kein Programm zur iterativen Bildrekonstruktion verwendet. Die Schichtdicke betrug 3 mm und die Bilder wurden im Knochenfenster dargestellt (Zentrum/Breite: 450 HU/1500 HU).

Am 11.07.2019 wurde in der BG Klinik Tübingen ein neues Ultra-Low-Dose(ULD)-Protokoll eingeführt.

Der Pitch betrug 1,0, die Rotationsdauer 0,5 s und die Kollimation 128 x 0,6 mm.

Siemens CARE Dose4D wurde für alle Scanbereiche (Hüfte, Knie und OSG) zur individuellen Modulation des Röhrenstroms verwendet. Außerdem wurde Siemens CARE kV (Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland) eingesetzt, um die Röhrenspannung auf die individuellen Eigenschaften des Patienten und die Systemleistung abzustimmen. Die Referenzeinstellung waren 100 kV/26 mAs in der Hüftregion und 80 kV/10 mAs für die Scanbereiche Knie und OSG. Zusätzlich wurde iterative Bildrekonstruktion auf Rohdatenbasis (SAFIRE – Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction, Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland) mit Stärke drei für alle Scanbereiche verwendet. Die Bildrekonstruktion erfolgte mit einem Rekonstruktionsalgorithmus mittlerer Schärfe und 3 mm Schichtdicke im Knochenfenster (Zentrum/Breite: 450 HU/1500 HU).

2.5 Messmethoden

Alle Messungen wurden mit dem Softwareprodukt „mediCAD 3D Knee“ (Version 2.5.33.14489) des Softwareherstellers mediCAD (Hectec GmbH, Altdorf, Deutschland) durchgeführt.

2.5.1 Torsionsmessung nach Waidelich

Waidelich et al. (1992) erarbeiteten eine Messmethode zur Analyse der Torsionswinkel von Femur und Tibia anhand von CT-Bildern. Diese ist die Standardmethode in der BG Klinik Tübingen zur Vermessung der Torsionswinkel der unteren Extremität. Wichtig ist hierbei eine symmetrische Lagerung während der Durchführung der CT (Waidelich et al., 1992).

Gemessen werden die Winkel zwischen den proximalen und distalen Transversalachsen von Femur und Tibia. Die proximale Femurachse läuft durch das Zentrum des Hüftkopfes und den durch eine Ellipse grafisch approximierten Mittelpunkt des Trochanter major. Die distale Femurachse läuft entlang der posteriorsten Punkte der Femurkondylen. Sie wird als femorale Kondylenhinterkantentangente bezeichnet (Waidelich et al., 1992). Die einzelnen Schritte der femoralen Torsionsmessung sind in Abbildung 7 dargestellt.

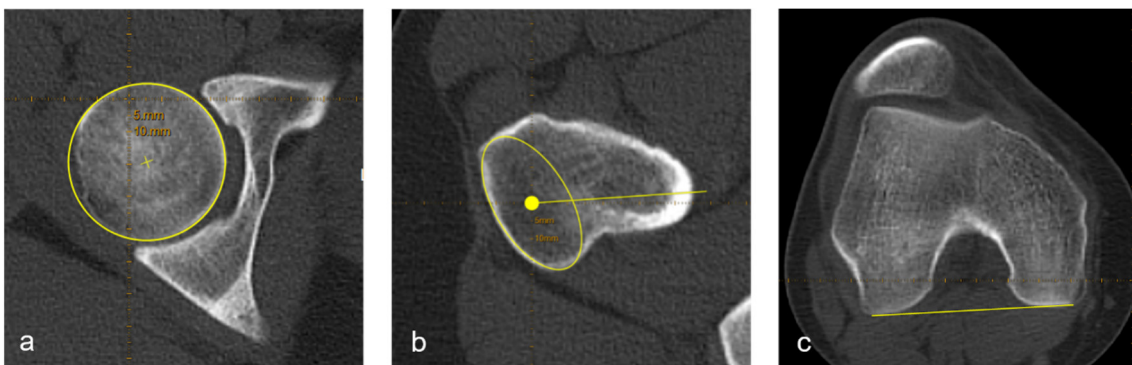


Abbildung 7 Femorale Torsionsmessung

- a. Hüftkopfbild
- b. Durch eine Ellipse grafisch approximierter Mittelpunkt des Trochanter major
- c. Femorale Kondylenhinterkantentangente

Bei der proximalen Tibiaachse handelt es sich ebenfalls um eine Kondylenhinterkantentangente, sie wird entlang der posteriorsten Punkte der tibialen Kondylen gezogen. Die distale Tibiaachse wird vom Flächenmittelpunkt der Innenknöchelbasis und je nach Form dem Flächenmittel- oder Halbierungspunkt der Incisura fibularis gebildet (Waidelich et al., 1992). Wie auch am Trochanter major ergeben sich die Flächenmittelpunkte in der Originalpublikation von Waidelich et al. (1992) aus einer die knöchernen Konturen einhüllenden Ellipse. In der Software der Firma MediCAD werden die Flächenmittelpunkte, wie in Abbildung 8b zu sehen ist, allerdings ohne die Hilfe von Ellipsen bestimmt. Die Schritte der tibialen Torsionsmessung sind in Abbildung 8 dargestellt.

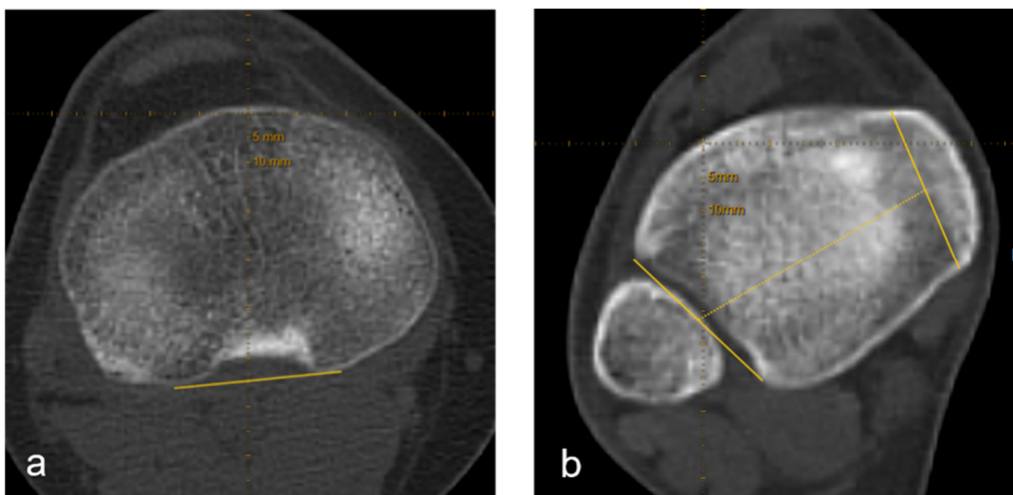


Abbildung 8 Tibiale Torsionsmessung
a. Tibiale Kondylenhinterkantentangente
b. Distale tibiale Transversalachse

Die Winkelmessung zwischen den eingezeichneten Linien erfolgt automatisiert. Ein negativer Winkel entspricht einer Innen- und ein positiver Winkel einer Außentorsion (Waidelich et al., 1992).

2.5.2 Messung der Beinachse in der Frontalebene nach Paley

Zur Vermessung der Beinachse in der Frontalebene wird in der BG Klinik Tübingen standardmäßig die Methode nach Paley verwendet. Dror Paley hat in seinem Werk „Principles of Deformity Correction“ (Paley D., 2005) Achsen und Winkel definiert, die eine Beurteilung von Achsfehlstellungen der unteren Extremität in der Frontalebene erlauben.

Sie werden vor allem bei der Planung von Korrekturosteotomien und in der Endoprothetik verwendet. Die Bestimmung der Winkel erfolgt an einer Ganzbeinstandaufnahme. Zur korrekten Messung der Winkel ist der von Paley bezeichnete „true AP view“ wichtig (s. Abbildung 6). Er ist dann gegeben, wenn die Patella – unabhängig von der Fußposition – nach vorne zeigt, also zwischen den Femurkondylen zentriert ist (Paley D., 2005).

An Femur und Tibia werden eine anatomische und eine mechanische Achse unterschieden. Die mechanische Achse ist eine Gerade, die das proximal und distal angrenzende Gelenkzentrum miteinander verbindet. Die anatomische Achse verläuft mittig innerhalb der Diaphyse des Knochens. Am Femur bilden die beiden Achsen den femoralen anatomic-mechanical angle (AMA), der normalerweise 7 ± 2 Grad beträgt (Paley D., 2005).

Das Gelenkzentrum des Hüftgelenks entspricht dem Zentrum des Femurkopfes. Beim Kniegelenk liegt es in der Mitte der Eminentia intercondylaris und am oberen Sprunggelenk in der Mitte des Talus (Paley D., 2005).

Die mechanische Achse des gesamten Beines, auch Mikulicz-Linie oder Traglinie genannt, verläuft vom Hüftgelenkzentrum zum Zentrum des oberen Sprunggelenkes (Waldt S., 2017).

Als Bezugslinien für die Messung der Gelenkwinkel dienen die Basislinien der Gelenke (= Gelenklinien): Am proximalen Femur verläuft diese Linie vom Zentrum des Hüftkopfes entlang der Spitze des Trochanter major und am distalen Femur entlang der distalsten Punkte der Femurkondylen. An der proximalen Tibia verläuft die Basislinie entlang der Tibiaplateaus und am Sprunggelenk entlang des Talusrückens (Paley D., 2005).

Die Gelenkwinkel werden zwischen den beschriebenen Basislinien und der anatomischen oder mechanischen Achse des Knochens gemessen. Paley hat eine Nomenklatur eingeführt, die auf den gemessenen Winkel schließen lässt und bereits unter 1.3 beschrieben wurde.

Um die Ausprägung einer Varus- oder Valgusdeformität anhand der GBA beurteilen zu können, berechnet die mediCAD-Software den mFA-mTA. Dabei handelt es sich um den Winkel zwischen den mechanischen Achsen von Femur und Tibia. Zur Unterscheidung von Varus und Valgus wurde dem mFA-mTA beim Valgus ein negatives und beim Varus ein positives Vorzeichen zugeordnet.

Abbildung 9 zeigt eine fertige Messung im mediCAD-Programm.



Abbildung 9 Messung der Beinachse in der Frontalebene im mediCAD-Programm (grün: Gelenklinien, gelb: anatomische Femurachse, dunkelblau: anatomische Tibiaachse, türkis: Mikulicz-Linie, weiß: mechanische Femurachse)

2.6 Einteilung der Gonarthrose nach Kellgren und Lawrence

Alle vermessenen unteren Extremitäten wurden zusätzlich dahin gehend untersucht, ob zum Zeitpunkt der durchgeführten Diagnostik eine Gonarthrose vorlag.

Dafür wurde die Klassifikation von Kellgren und Lawrence verwendet, die als Goldstandard für die radiologische Einteilung des Schweregrads einer Gonarthrose gilt. Kellgren und Lawrence legten bereits 1952 fünf Schweregrade für die Einteilung der Arthrose diverser Gelenke fest. Grad 0 bedeutet, dass keine Arthrose vorliegt, bei Grad 1 findet sich eine leichte, bei Grad 2 eine minimale, bei Grad 3 eine moderate und bei Grad 4 eine schwere Arthrose (Kellgren & Lawrence, 1952).

Eine detailliertere Beschreibung der radiologischen Kriterien für die einzelnen Schweregrade der Gonarthrose nach Kellgren und Lawrence wurde der S2k-Leitlinie „Gonarthrose“ der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU) (Stand 18.01.2018) entnommen. Die Kriterien sind in Tabelle 2 zusammengefasst.

Tabelle 2 Radiologische Klassifikation der Gonarthrose nach Kellgren und Lawrence (Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie [DGOU], 2018)

Grad	Radiologische Kriterien
1	Geringe subchondrale Sklerosierung, keine Osteophyten, keine Gelenkspaltverschmälerung
2	Geringe Gelenkspaltverschmälerung, beginnende Osteophytenbildung, angedeutete Unregelmäßigkeit der Gelenkfläche
3	Ausgeprägte Osteophytenbildung, Gelenkspaltverschmälerung, deutliche Unregelmäßigkeit der Gelenkfläche
4	Ausgeprägte Gelenkspaltverschmälerung bis zur vollständigen Destruktion. Deformierung/Nekrose der Gelenkpartner.

2.7 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mithilfe der IBM SPSS-Software Version 28.0.1.1 (IBM Deutschland GmbH, Ehningen, Deutschland) für Windows durchgeführt. Vorab erfolgte eine statistische Beratung durch das Institut für Klinische Epidemiologie und angewandte Biometrie der Universität Tübingen. Das Vorliegen einer Normalverteilung wurde mittels Kurtosis und Schiefe und visuell – mithilfe von Histogrammen – überprüft. Für den Winkel „mLDTA“ konnte aufgrund einiger extremer Ausreißer keine Normalverteilung angenommen werden. Auswertungsprozesse, die diesen Winkel beinhalten, wurden dementsprechend angepasst.

Obwohl von einigen Patienten beide Beine vermessen wurden, wurden die Parameter zur Vermessung der Beinachse innerhalb desselben Patienten in Zusammenschau mit vorangegangenen Studien (Chang et al., 2018; Leon-Munoz et al., 2021; Nejima et al., 2020) als unabhängig betrachtet.

Zuerst wurden die erhobenen Daten für die gesamte Studienpopulation deskriptiv analysiert.

Zur weiteren Analyse der Daten wurde die Studienpopulation anschließend in Gruppen aufgeteilt. Zunächst wurden drei Gruppen bezüglich der Ausprägung der Beinachse in der Frontalebene gebildet. Hierfür wurde der Winkel „mFA-mTA“ herangezogen. Die Gruppeneinteilung findet sich in Tabelle 3.

Tabelle 3 Gruppeneinteilung in der Frontalebene

Gruppe	mFA-mTA
Valgus	< -1°
Neutral	-1° bis 1,5°
Varus	> 1,5°

Außerdem wurden die Beine anhand des Geschlechts der Probanden in zwei Gruppen (männlich und weiblich) aufgeteilt.

Die deskriptive Analyse wurde dann erneut, diesmal getrennt nach diesen Gruppen durchgeführt. Anschließend wurde überprüft, ob sich die Mittelwerte der Gruppen auf einem Signifikanzniveau von 0,05 statistisch signifikant unterscheiden. Für die Gruppen in der Frontalebene wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit Post-hoc-Analyse nach Bonferroni angewendet. Für das Geschlecht kamen t-Tests für unabhängige Stichproben zum Einsatz. Studien haben gezeigt, dass die einfaktorielle ANOVA relativ robust gegenüber Verletzungen der Normalverteilung ist, wenn die Gruppengrößen gleich sind (Blanca et al., 2017; Schmider E., 2010). Deshalb wurde auch der mLDTA mit in die Berechnung einbezogen, obwohl er nicht als normal verteilt angenommen werden konnte. Anstelle des t-Tests wurde für den mLDTA allerdings aufgrund der fehlenden Normalverteilung der Mann-Whitney-U-Test verwendet. Um mögliche Unterschiede zwischen den Geschlechtern weiter differenzieren zu können, wurden die männliche und weibliche Gruppe nochmals unterteilt: Die beiden Gruppen wurden, wie in Tabelle 3 beschrieben, zusätzlich anhand des mFA-mTA jeweils in drei Subgruppen unterteilt (Valgus, Neutral und Varus).

Auch hier wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse mit Post-hoc-Analyse nach Bonferroni (Signifikanzniveau = 0,05) durchgeführt.

Um festzustellen, ob ein Zusammenhang zwischen den Parametern der Beinachse in der Frontalebene und der femoralen und tibialen Torsion besteht, wurde eine Korrelationsanalyse nach Pearson durchgeführt. Die Signifikanzniveaus sind in den jeweiligen Tabellen angegeben. Als abhängige Variable galten die femorale und tibiale Torsion. Einflussvariablen waren der mFA-mTA sowie die Gelenkwinkel mLPPFA, mLDFFA, mMPTA und mLDTA. Für Letzteren wurde aufgrund der nicht bestehenden Normalverteilung der Spearman-Korrelationskoeffizient verwendet. Auch die Korrelationen wurden anschließend getrennt für die oben definierten Gruppen analysiert.

3 Ergebnisse

3.1 Studienpopulation

In dieser Studie wurden insgesamt 356 Beine von 226 Patienten vermessen. Davon waren 159 Beine (44,7%) männlichen Patienten und 197 Beine (55,3%) weiblichen Patienten zuzuordnen. Das Verhältnis männlich zu weiblich war 1:1,2.

Es gab 168 rechte (47,2%) und 188 linke (52,8%) Beine.

Insgesamt wiesen 113 Beine (31,7%) eine valgische, 115 Beine (32,3%) eine neutrale und 128 Beine (36%) eine varische Beinachse auf.

Das Durchschnittsalter betrug $35,6 \pm 14,96$ Jahre (Minimum 13, Maximum 79).

Die Altersverteilung der Patienten ist in Abbildung 10 dargestellt.

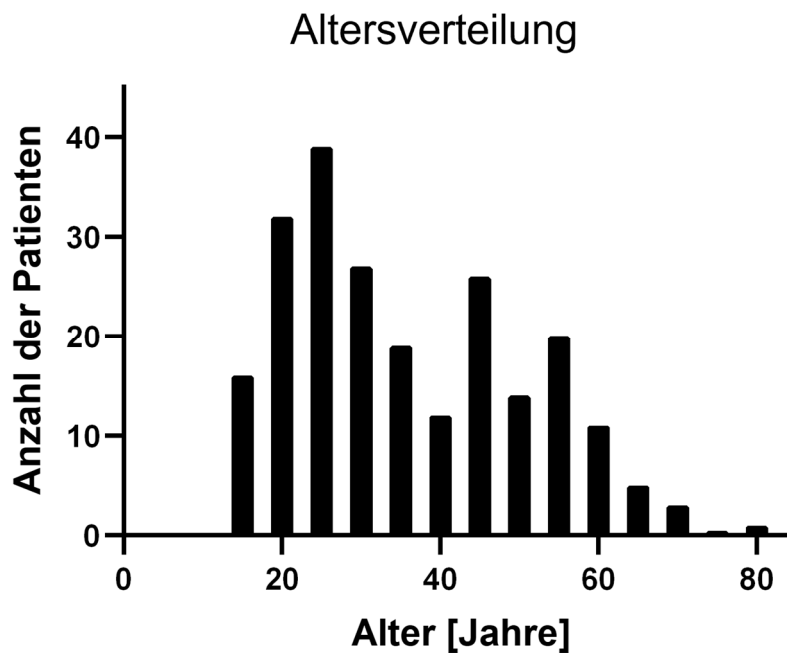


Abbildung 10 Altersverteilung der Patienten

43,8% der Knie wiesen keine Arthrose (Kellgren und Lawrence Grad 0) auf. Grad 1 nach Kellgren und Lawrence lag in 18,8%, Grad 2 in 31,2% und Grad 3 in 6,2% der Knie vor. Es gab keine Fälle mit schwerer Gonarthrose (Grad 4).

3.1.1 Torsionswinkel und Parameter der Beinachse in der Frontalebene

Die femorale Torsion betrug im Mittel $-28,59 \pm 10,79^\circ$, die tibiale Torsion $34,99 \pm 9,21^\circ$.

Die Streuungsmaße der Gelenk- und Torsionswinkel sowie des mFA-mTA finden sich in Tabelle 4.

Tabelle 4 Verteilungsmaße der Torsions- und Gelenkwinkel sowie des mFA-mTA

	Minimum	Maximum	M (SD)
Femorale Torsion (°)	-58,97	3,56	-28,59 10,79
Tibiale Torsion (°)	1,63	68,61	34,99 9,21
mFA-mTA (°)	-8,25	9,93	0,46 3,17
mLPFA (°)	72,37	101,82	88,38 5,4
mLDFA (°)	80,53	95,70	87,81 2,52
mMPTA (°)	77,93	94,02	87,91 2,37
mLDTA (°)	66,06	112,95	86,96 4,42

3.2 Unterschiede zwischen der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe

In der Subgruppenanalyse zeigte sich, dass die Patienten in der Varus-Gruppe mit $36,1 \pm 14,81$ Jahren am ältesten waren. Das Alter unterschied sich zwischen den einzelnen Gruppen aber nicht signifikant.

Die femorale Innentorsion war dagegen zwischen den einzelnen Gruppen signifikant unterschiedlich ($p = 0,007$). Sie war in der Neutral- und Varus-Gruppe stärker ausgeprägt als in der Valgus-Gruppe.

Auch die tibiale Torsion unterschied sich signifikant ($p < 0,001$). Sie war in der Varus-Gruppe am stärksten und in der Valgus-Gruppe am geringsten ausgeprägt.

Der mLDFA war ebenfalls in der Valgus-Gruppe am geringsten und in der Varus-Gruppe am größten. Im Gegensatz dazu war der mMPTA in der Valgus-Gruppe am größten und in der Varus-Gruppe am kleinsten. Beide Winkel waren in den Gruppen signifikant unterschiedlich. Das gegensätzliche Verhalten des mLDFA und des mMPTA ist in Abbildung 11 visualisiert.

Der mLPFA und der mLDTA unterschieden sich hingegen nicht signifikant.

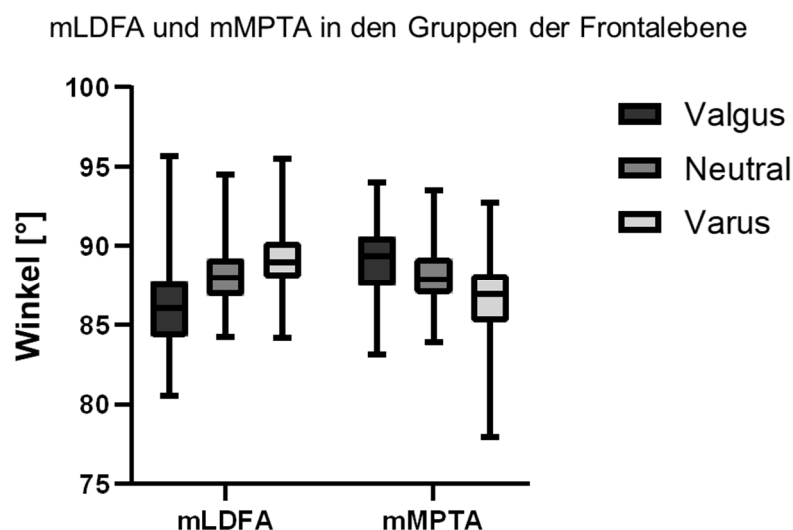


Abbildung 11 mLDFA und mMPTA in der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe

Die Mittelwerte und Standardabweichungen für die einzelnen Gruppen sowie die Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse finden sich in Tabelle 5.

Tabelle 5 Alter, koronare und Torsionsparameter in der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe
Das Alter und die Winkel werden als $M(SD)$ dargestellt, mit * markierte Zeilen unterscheiden sich auf einem Niveau von 0,05 signifikant

	Valgus	Neutral	Varus	F	p-Wert
Alter (Jahre)	31,91 (13,67)	33,96 (13,37)	36,10 (14,81)	2,696	0,069
Femorale Torsion (°)	-25,99 (11,45)	-29,39 (9,68)	-30,15 (10,79)	5,067	0,007*
Tibiale Torsion (°)	30,96 (8,70)	35,30 (8,43)	38,27 (9,00)	21,150	< 0,001*
mFA-mTA (°)	-3,04 (1,75)	0,33 (0,74)	3,66 (1,89)	555,500	< 0,001*
mLPFA (°)	88,16 (5,50)	88,29 (4,65)	88,66 (5,95)	0,290	0,749
mLDFA (°)	86,01 (2,41)	88,09 (1,88)	89,15 (2,17)	64,662	< 0,001*
mMPTA (°)	89,11 (2,23)	88,09 (1,89)	86,70 (2,33)	37,725	< 0,001*
mLDTA (°)	86,57 (5,15)	87,08 (3,88)	87,21 (4,19)	0,701	0,497

In der α -adjustierten Post-hoc-Analyse (Bonferroni) zeigte sich, dass sich die femorale Torsion nur zwischen der Valgus- und der Neutral-Gruppe sowie der Valgus- und der Varus-Gruppe unterschied. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen der Neutral- und der Varus-Gruppe bezogen auf die femorale Torsion.

Die tibiale Torsion, der mFA-mTA, der mLDFA und der mMPTA unterschieden sich hingegen zwischen allen Gruppen signifikant.

Die detaillierten Ergebnisse der Post-hoc-Analyse finden sich in Tabelle 6.

Tabelle 6 Signifikanz der Unterschiede zwischen den Mittelwerten der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe (α -adjustierte Post-hoc-Analyse nach Bonferroni)

Mit * markierte Zeilen unterscheiden sich auf einem Niveau von 0,05 signifikant

	Gruppe (I vs. J)	Mittelwert- differenz (I-J)	Std.- Fehler	p-Wert
Femorale Torsion	Valgus vs. Varus	4,17	1,38	0,008*
	Neutral vs. Varus	0,76	1,37	1,000
	Neutral vs. Valgus	-3,41	1,41	0,049*
Tibiale Torsion	Valgus vs. Varus	-7,31	1,13	< 0,001*
	Neutral vs. Varus	-2,96	1,12	0,026*
	Neutral vs. Valgus	4,34	1,16	< 0,001*
mFA-mTA	Valgus vs. Varus	-6,71	0,20	< 0,001*
	Neutral vs. Varus	-3,33	0,20	< 0,001*
	Neutral vs. Valgus	3,37	0,21	< 0,001*
mLDFA	Valgus vs. Varus	-3,14	0,28	< 0,001*
	Neutral vs. Varus	-1,06	0,28	< 0,001*
	Neutral vs. Valgus	2,08	0,29	< 0,001*
mMPTA	Valgus vs. Varus	2,41	0,28	< 0,001*
	Neutral vs. Varus	1,38	0,28	< 0,001*
	Neutral vs. Valgus	-1,02	0,29	0,001*

3.2.1 Zusammenhang zwischen der Beinachse in der Frontalebene und den Gelenkwinkeln mLDFA und mMPTA

Der mLDFA und der mMPTA unterschieden sich in der Post-hoc-Analyse zwischen allen Gruppen signifikant. Außerdem fiel auf, dass sich die Winkel in den Subgruppen entgegengesetzt zueinander verhielten. Daher wurde zusätzlich eine Korrelationsanalyse nach Pearson durchgeführt.

Der mLDFA korrelierte positiv mit dem mFA-mTA ($r = 0,53$; $p < 0,001$). Je mehr Varus, desto größer der mLDFA.

Bezogen auf den mMPTA fand sich hingegen eine negative Korrelation zum mFA-mTA ($r = -0,5$; $p < 0,001$): je mehr Varus, desto kleiner der mMPTA. Beide Korrelationen waren auf dem Niveau von 0,01 signifikant.

Diese Zusammenhänge sind in Abbildung 12 dargestellt.

mLDFA und mMPTA in Abhängigkeit vom mFA-mTA

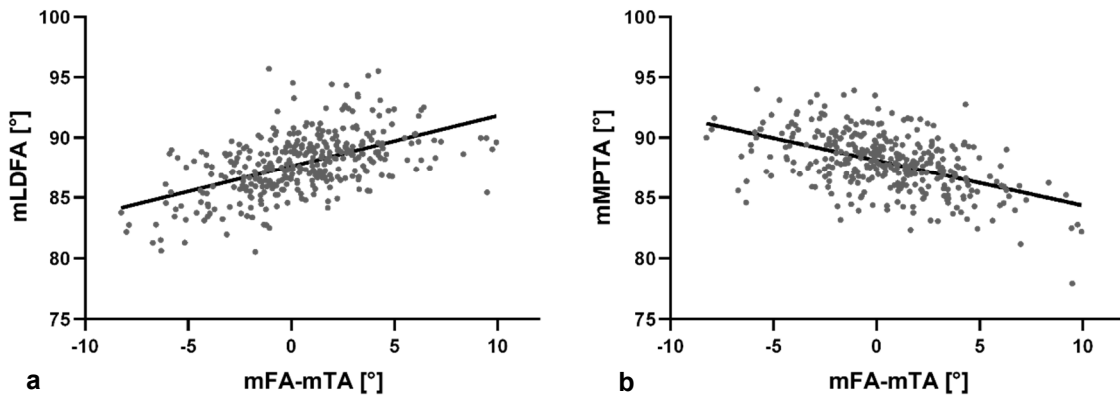


Abbildung 12

- a. *mLDFA in Abhängigkeit vom mFA-mTA*
- b. *mMPTA in Abhängigkeit vom mFA-mTA*

3.3 Geschlechtsspezifische Unterschiede

47,2% der Beine der männlichen Probanden wiesen eine varische, 21,4% eine valgische Beinachse auf. Von den Beinen der weiblichen Probanden hatten 26,9% eine varische und 40,1% eine valgische Beinachse. In diesem Patientenkollektiv war die Beinachse bei den Männern also häufiger varisch und bei den Frauen häufiger valgisch ausgeprägt. Dies ist in Abbildung 13 veranschaulicht. Der Unterschied war im Chi-Quadrat-Test auf einem Niveau von 0,05 signifikant ($p < 0,001$).

Außerdem war der mFA-mTA, also die Messvariable für die Ausprägung eines Varus/Valgus, bei Männern und Frauen signifikant unterschiedlich ($p < 0,001$). Bei den Männern war der Winkel mit $1,28 \pm 3,32^\circ$ im Schnitt varisch, bei den Frauen mit $-0,2 \pm 2,88^\circ$ minimal valgisch ausgeprägt.

Beinachse in der Frontalebene bei den Geschlechtern

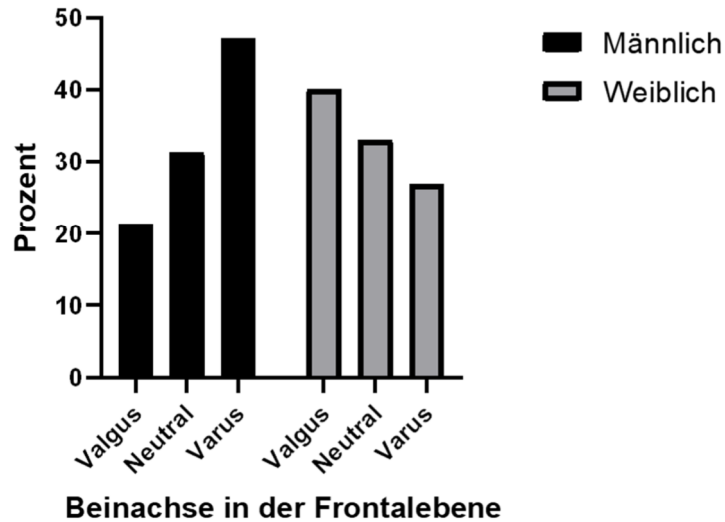


Abbildung 13 Relativer Anteil valgischer, neutraler und varischer Beine bei den Geschlechtern

Das Alter unterschied sich bei Männern und Frauen nicht signifikant. Gleiches galt für die tibiale Torsion, mLPFA und mLDFFA sowie den mLDTA. Allerdings wiesen Frauen signifikant mehr femorale Innentorsion als die männlichen Probanden ($p < 0,001$) auf. Auch der mMPTA war bei Frauen größer als bei Männern ($p < 0,001$). Die Mittelwerte des Alters, der Torsionswinkel und der Parameter der koronaren Beinachse bei den beiden Geschlechtern sowie die Ergebnisse der t-Tests finden sich in Tabelle 7.

Tabelle 7 Streuungsparameter des Alters, der koronaren und Torsionsparameter bei den Geschlechtern

Alle Werte werden als $M(SD)$ dargestellt

Mit * markierte Zeilen unterscheiden sich auf einem Niveau von 0,05 signifikant

	Mittelwerte		T-Wert	p-Wert	Mittlere Differenz	95%-KI
	Männlich	Weiblich				
Alter (Jahre)	33,55 (14,37)	34,51 (13,83)	-0,64	0,522	-0,96	-3,91 – 1,99
Femorale Torsion (°)	-25,75 (10,83)	-30,88 (10,22)	4,58	< 0,001*	5,13	2,92 – 7,33
Tibiale Torsion (°)	35,01 (8,54)	34,97 (9,73)	0,04	0,968	0,04	-1,89 – 1,97
mFA-mTA (°)	1,28 (3,32)	-0,20 (2,88)	4,49	< 0,001*	1,48	0,83 – 2,12
mLPFA (°)	88,32 (5,16)	88,43 (5,60)	-0,19	0,853	-0,11	-1,24 – 1,03
mLDFA (°)	87,57 (2,36)	88,01 (2,64)	-1,62	0,105	-0,44	-0,96 – 0,09
mMPTA (°)	86,98 (2,38)	88,67 (2,09)	-7,1	< 0,001*	-1,68	-2,15 – -1,22
mLDTA ^b (°)	86,94 (4,58)	86,98 (4,3)	-	0,944	-	-

Weiterführend wurden die Beine der männlichen und weiblichen Probanden analog zu 3.2 zusätzlich in eine Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe unterteilt. Es wurde dort bereits dargestellt, dass sich die femorale Torsion signifikant zwischen der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe unterschied. In dieser Subgruppenanalyse zeigte sich, dass dies nur bei den männlichen Probanden der Fall war ($p < 0,001$).

Wie in 3.2 unterschieden sich hier auch die tibiale Torsion, der mFA-mTA, der mLDFA und der mMPTA zwischen den Untergruppen sowohl bei den Männern als auch bei den Frauen signifikant. Analog zur Gesamtpopulation ist die tibiale Torsion bei beiden Geschlechtern in der Varus-Gruppe am größten und in der Valgus-Gruppe am kleinsten. Dasselbe gilt auch für den mLDFA.

Die Streuungsparameter des Alters, der koronaren Winkel sowie der Torsionsparameter für die einzelnen Gruppen sowie die Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse finden sich in Tabelle 8.

Tabelle 8 Streuungsparameter des Alters, der koronaren Winkel sowie der Torsionsparameter für die Geschlechter, getrennt nach der Beinachse in der Frontalebene
Die Werte werden als M(SD) dargestellt, mit * markierte Zeilen sind auf einem Niveau von 0,05 signifikant

	Männlich				Weiblich			
	Valgus n = 34	Neutral n = 50	Varus n = 75	p-Wert (F-Wert)	Valgus n = 79	Neutral n = 65	Varus n = 53	p-Wert (F-Wert)
Alter (Jahre)	30,62 (13,14)	31,86 (13,49)	36 (15,20)	0,117 (2,177)	32,47 (13,94)	35,57 (13,15)	36,25 (14,37)	0,231 (1,475)
Femorale Torsion (°)	-18,88 (11,20)	-25,39 (8,47)	-29,10 (10,67)	< 0,001* (11,901)	-29,05 (10,18)	-32,47 (9,48)	-31,64 (10,89)	0,109 (2,239)
Tibiale Torsion (°)	29,87 (6,92)	34,47 (7,40)	37,7 (8,86)	< 0,001* (11,264)	31,43 (9,36)	35,94 (9,15)	39,07 (9,23)	< 0,001* (11,33)
mFA-mTA (°)	-3,18 (2,13)	0,31 (0,85)	3,94 (2,02)	< 0,001* (200,76)	-2,98 (1,57)	0,35 (0,65)	3,28 (1,63)	< 0,001* (345,178)
mLPFA (°)	87,83 (4,66)	88,86 (4,12)	88,19 (5,97)	0,636 (0,453)	88,3 (5,85)	87,85 (5,00)	89,34 (5,91)	0,346 (1,068)
mLDFA (°)	84,95 (2,07)	87,59 (1,59)	88,75 (1,93)	< 0,001* (48,705)	86,47 (2,42)	88,48 (2,00)	89,73 (2,39)	< 0,001* (34,542)
mMPTA (°)	88,09 (2,21)	87,7 (1,76)	86,00 (2,44)	< 0,001* (14,422)	89,55 (2,10)	88,39 (1,94)	87,7 (1,73)	< 0,001* (15,222)
mLDTA (°)	87,48 (5,64)	86,76 (3,89)	86,82 (4,53)	0,744 (0,297)	86,17 (4,91)	87,33 (3,87)	87,77 (3,62)	0,081 (2,541)

In der α -adjustierten Post-hoc-Analyse (Bonferroni) wurde deutlich, dass die Differenz in der femoralen Torsion, die bei den Männern vorlag, nur zwischen der Valgus- und der Varus-Gruppe signifikant war. Die femorale Innentorsion war mit $-18,88 \pm 11,2^\circ$ in der Valgus-Gruppe deutlich geringer ausgeprägt als in der Varus-Gruppe mit $-29,1 \pm 10,67^\circ$.

Bei den weiblichen Beinen fand sich auch in der Post-hoc-Analyse kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Gruppen, siehe Abbildung 14.

Femorale Torsion in den Gruppen der Frontalebene bei den Geschlechtern

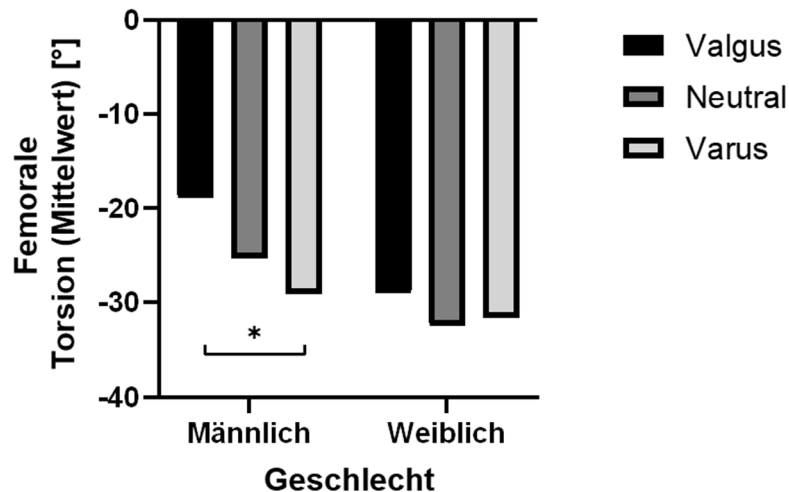


Abbildung 14 Mittelwerte der femoralen Torsion für Männer und Frauen, unterteilt nach der Beinachse in der Frontalebene (mit * markierte Balken unterscheiden sich auf einem Niveau von 0,05 signifikant)

Außerdem fiel in der Post-hoc-Analyse auf, dass sich die tibiale Torsion bei beiden Geschlechtern zwischen der Neutral- und Varus-Gruppe nicht signifikant unterschied.

Der mMPTA wies bei den männlichen Probanden nur zwischen der Varus- und der Neutral- sowie zwischen der Varus- und der Valgus-Gruppe eine signifikante Differenz auf. Zwischen der Valgus- und der Neutral-Gruppe bestand bezüglich des mMPTA kein signifikanter Unterschied. Ähnliches lag in der weiblichen Gruppe vor, dort fand sich allerdings keine signifikante Differenz zwischen der Neutral- und der Varus-Gruppe.

Der mFA-mTA und der mL DFA unterschieden sich zwischen allen Gruppen signifikant.

Die detaillierten Ergebnisse der Post-hoc-Analyse sind in Tabelle 9 zusammengefasst.

Tabelle 9 Die Signifikanz der Unterschiede zwischen den Mittelwerten der Gruppen der Beinachse in der Frontalebene für die Geschlechter (α -adjustierte Post-hoc-Analyse nach Bonferroni)

Mit * markierte Zeilen unterscheiden sich auf einem Niveau von 0,05 signifikant

		Männlich			Weiblich		
	Gruppe (I vs. J)	Mittelwert -differenz (I-J)	Std.- Fehler	p-Wert	Mittelwert -differenz (I-J)	Std.- Fehler	p-Wert
Femorale Torsion (°)	Valgus vs. Varus	10,21	2,10	< 0,001*	2,60	1,80	0,453
	Neutral vs. Varus	3,71	1,85	0,14	-0,83	1,88	1,000
	Neutral vs. Valgus	-6,05	-2,26	0,13	-3,43	1,70	0,136
Tibiale Torsion (°)	Valgus vs. Varus	-7,83	1,66	< 0,001*	-7,64	1,64	< 0,001*
	Neutral vs. Varus	-3,22	1,47	0,088	-3,13	1,71	0,208
	Neutral vs. Valgus	4,61	1,79	0,033*	4,51	1,55	0,012*
mFA-mTA (°)	Valgus vs. Varus	-7,12	0,37	< 0,001*	-6,26	0,24	< 0,001*
	Neutral vs. Varus	-3,62	0,32	< 0,001*	-2,93	0,25	< 0,001*
	Neutral vs. Valgus	3,49	0,39	< 0,001*	3,33	0,23	< 0,001*
mLDFA (°)	Valgus vs. Varus	-3,80	0,38	< 0,001*	-3,26	0,40	< 0,001*
	Neutral vs. Varus	-1,16	0,34	0,002*	-1,24	0,42	0,011*
	Neutral vs. Valgus	2,63	0,41	< 0,001*	2,02	0,38	< 0,001*
mMPTA (°)	Valgus vs. Varus	2,09	0,45	< 0,001*	1,85	0,35	< 0,001*
	Neutral vs. Varus	1,70	0,40	< 0,001*	0,69	0,36	0,174
	Neutral vs. Valgus	-0,39	0,49	1,000	-1,16	0,33	0,001*

3.4 Zusammenhänge zwischen der Torsion und der Beinachse in der Frontalebene in der Gesamtpopulation

Es fand sich eine schwache negative Korrelation zwischen dem mFA-mTA und der femoralen Torsion ($r = -0,17$, $p = 0,001$): Veränderte sich die Beinachse von Valgus zu Varus, nahm die femorale Torsion ab bzw. die femorale Innentorsion zu.

Mit der tibialen Torsion war der mFA-mTA positiv korreliert ($r = 0,35$, $p < 0,001$): Beim Wechsel von Valgus zu Varus nahm die tibiale Außentorsion zu.

Auch der mL DFA korrelierte mit der femoralen und tibialen Torsion. Nahm der mL DFA zu, nahmen auch die femorale Innentorsion ($r = -0,23$, $p < 0,001$) und die tibiale Außentorsion zu ($r = 0,36$, $p < 0,001$).

Diese linearen Zusammenhänge sind in Abbildung 15 und Abbildung 16 visualisiert.

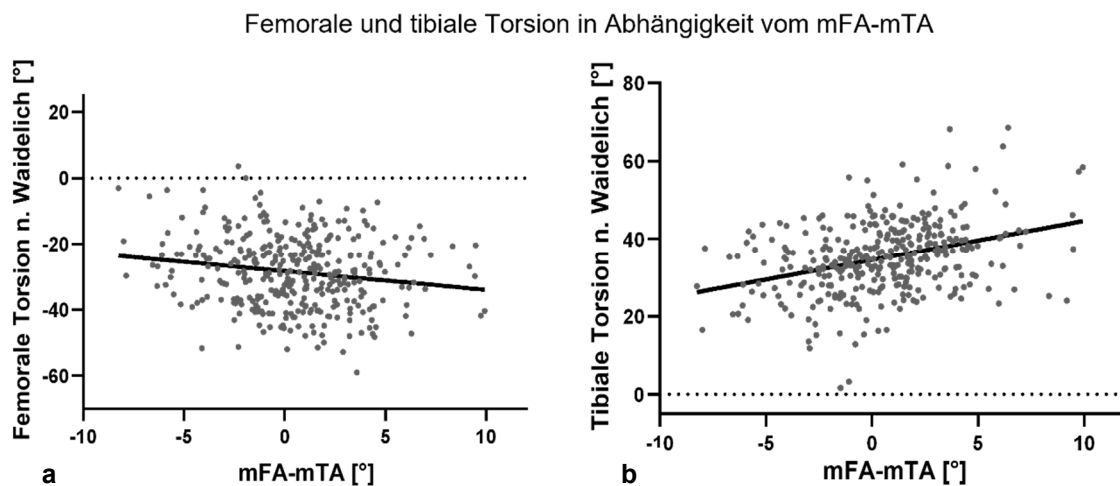


Abbildung 15

- a. Femorale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA
- b. Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA

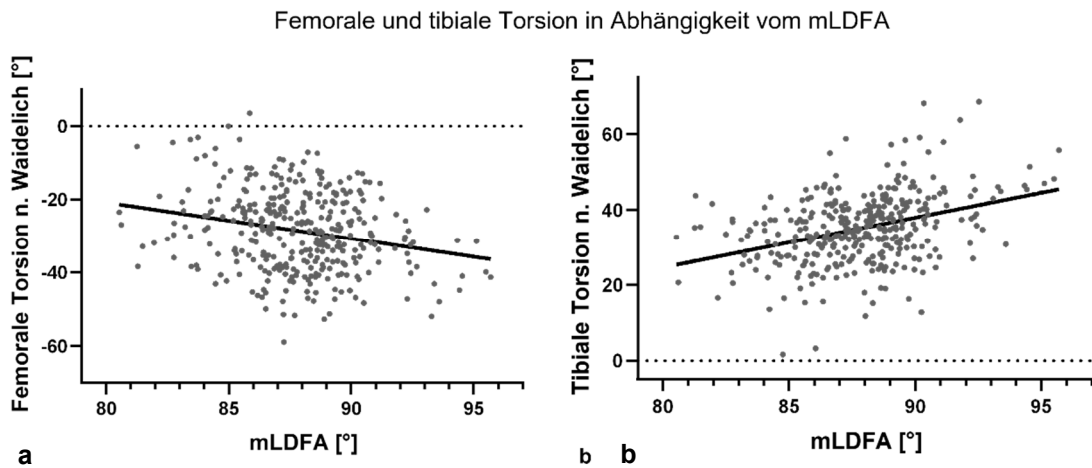


Abbildung 16

- a. Femorale Torsion in Abhängigkeit vom mL DFA
 b. Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mL DFA

Die Korrelationen zwischen den weiteren Gelenkwinkeln und der femoralen bzw. tibialen Torsion sowie deren Signifikanz sind in Tabelle 10 zusammengefasst.

Tabelle 10 Korrelationen zwischen den Gelenkwinkeln (mLPFA, mMPTA und mLDTA) und der femoralen und tibialen Torsion

Mit * markierte Korrelationen sind auf einem Niveau von 0,01 signifikant

	Femorale Torsion	Tibiale Torsion
mLPFA	$r = 0,19^*$ $p = < 0,001$	$r = -0,02$ $p = 0,77$
mMPTA	$r = -0,03$ $p = 0,62$	$r = -0,01$ $p = 0,88$
mLDTA	$r = -0,15^*$ $p = 0,004$	$r = -0,24^*$ $p = < 0,001$

3.4.1 Zusammenhänge zwischen der Torsion und der Beinachse in der Frontalebene in der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe

In der Subgruppenanalyse zeigte sich, dass der mFA-mTA – im Gegensatz zur Gesamtpopulation – in keiner der Untergruppen für die Beinachse signifikant mit der femoralen Torsion korrelierte.

Die tibiale Torsion korrelierte nur in der Neutral- und der Varus-Gruppe signifikant mit dem mFA-mTA. Wie in der Gesamtpopulation war die Korrelation positiv. Je mehr Varus, desto größer war die tibiale Torsion.

Die linearen Zusammenhänge zwischen dem mFA-mTA und der tibialen Torsion in den einzelnen Gruppen sind in Abbildung 17 grafisch dargestellt.

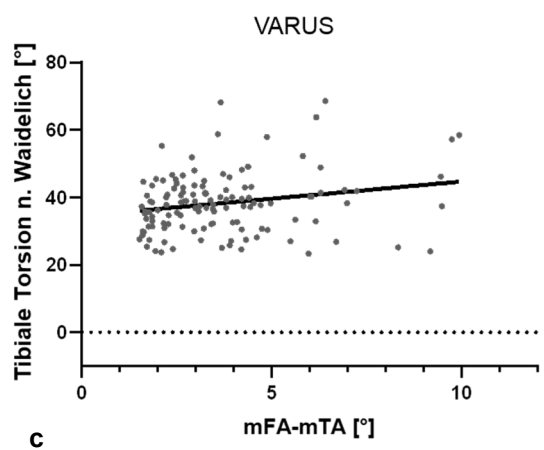
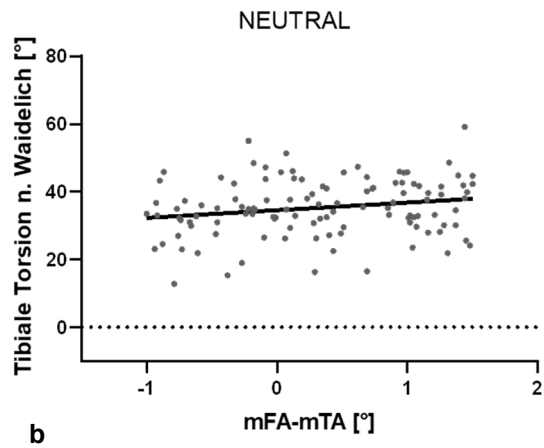
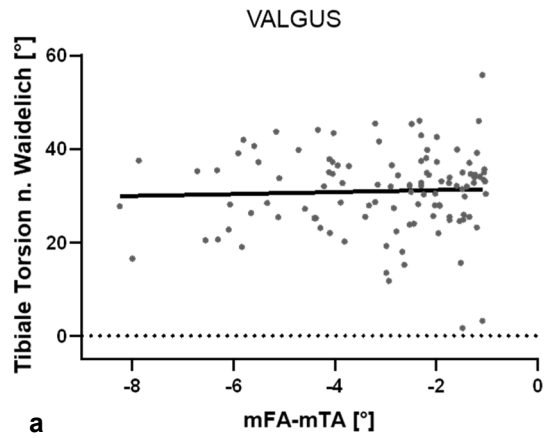


Abbildung 17

- a. Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA in der Valgus-Gruppe
- b. Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA in der Neutral-Gruppe
- c. Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA in der Varus-Gruppe

Der mL DFA wies in der Gesamtpopulation einen negativen Zusammenhang mit der femoralen Torsion auf. Dies ist auch in der Subgruppenanalyse der Fall, allerdings ist dieser Zusammenhang nur in der Valgus-Gruppe signifikant. Außerdem fand sich die positive Korrelation des mL DFA mit der tibialen Torsion hier nur in der Neutral- und der Varus-Gruppe.

Der mL DTA wies in den Subgruppen die meisten signifikanten Zusammenhänge mit der femoralen und tibialen Torsion auf: Die tibiale Torsion korrelierte in allen drei Gruppen negativ mit dem mL DTA: je größer der mL DTA, desto kleiner die tibiale Torsion. In Bezug auf die femorale Torsion zeigte sich nur in der Varus-Gruppe kein Zusammenhang zwischen dem mL DTA und der femoralen Torsion. In der Neutral- und Valgus-Gruppe fand sich jedoch eine signifikante negative Korrelation zwischen dem mL DTA und der femoralen Torsion: Mit zunehmendem mL DTA nahm die femorale Innentorsion zu.

Die Stärke der einzelnen Korrelationen sowie deren Signifikanzen sind in Tabelle 11 zusammengestellt.

Tabelle 11 Korrelationen zwischen den Messparametern der Beinachse in der Frontalebene und der femoralen und tibialen Torsion in der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe
 Mit * markierte Korrelationen sind auf dem Niveau von 0,05 signifikant
 Mit ** markierte Korrelationen sind auf dem Niveau von 0,01 signifikant

		Femorale Torsion	Tibiale Torsion
mFA-mTA	Valgus	r = -0,17 p = 0,07	r = 0,04 p = 0,66
	Neutral	r = 0,01 p = 0,917	r = 0,20* p = 0,034
	Varus	r = 0,01 p = 0,906	r = 0,21* p = 0,015
mLPFA	Valgus	r = 0,06 p = 0,527	r = -0,13 p = 0,162
	Neutral	r = 0,25** p = 0,006	r = 0,07 p = 0,439
	Varus	r = 0,28** p = 0,002	r = -0,02 p = 0,870
mLDFA	Valgus	r = -0,26** p = 0,006	r = 0,17 p = 0,065
	Neutral	r = -0,18 p = 0,059	r = 0,27** p = 0,004
	Varus	r = -0,09 p = 0,327	r = 0,29** p = < 0,001
mMPTA	Valgus	r = -0,13 p = 0,177	r = 0,08 p = 0,380
	Neutral	r = -0,13 p = 0,152	r = 0,26** p = 0,006
	Varus	r = -0,05 p = 0,547	r = 0,13 p = 0,152
mLDTA ^a	Valgus	r = -0,25** p = 0,007	r = -0,24** p = 0,010
	Neutral	r = -0,20* p = 0,032	r = -0,28** p = 0,002
	Varus	r = -0,01 p = 0,911	r = -0,30** p = < 0,001

3.4.2 Zusammenhänge zwischen der Torsion und der Beinachse in der Frontalebene bei den Geschlechtern

Es wurde bereits deutlich, dass sich die femorale Torsion zwischen der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe nur bei den Männern signifikant unterschied. Auch in der Korrelationsanalyse fand sich eine signifikante negative Korrelation zwischen der femoralen Torsion und dem mFA-mTA ($r = -0,34$, $p < 0,001$) nur bei den Männern: je mehr Varus, desto größer die femorale Innentorsion. Diese Korrelation war mit $r = -0,13$ bei den Frauen deutlich schwächer ausgeprägt und nicht signifikant. Die Zusammenhänge der femoralen Torsion und dem mFA-mTA bei den Geschlechtern sind in Abbildung 18 visualisiert.

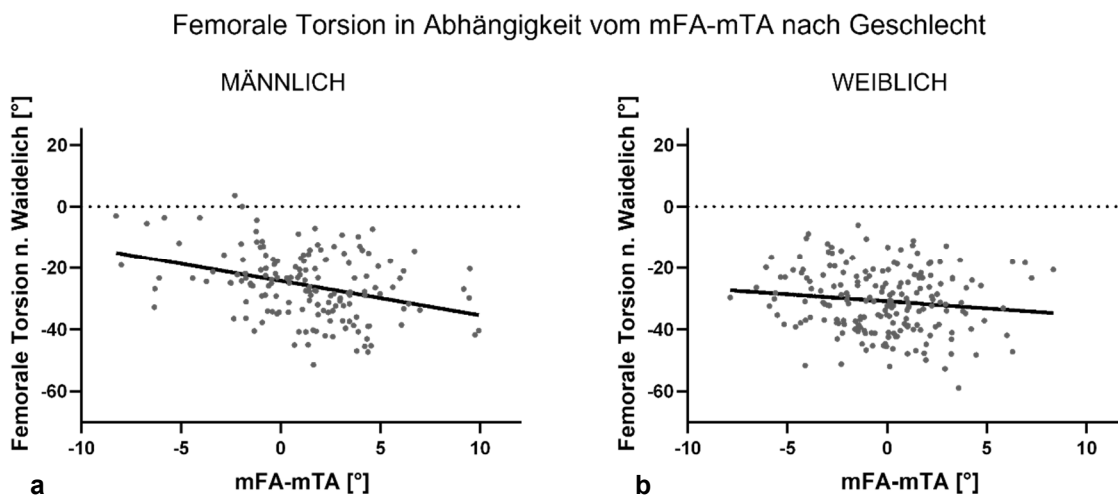


Abbildung 18

- a. Femorale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA in der männlichen Gruppe
- b. Femorale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA in der weiblichen Gruppe

Die tibiale Torsion korrelierte bei beiden Geschlechtern wie auch in der Gesamtpopulation positiv mit dem mFA-mTA: Mit zunehmendem Varus nahm auch die tibiale Torsion zu. Der Zusammenhang war bei beiden Geschlechtern signifikant, bei den Männern mit $r = 0,42$ allerdings etwas stärker ausgeprägt als bei den Frauen mit $r = 0,32$. Die Zusammenhänge der tibialen Torsion mit dem mFA-mTA bei beiden Geschlechtern finden sich in Abbildung 19.

Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA nach Geschlecht

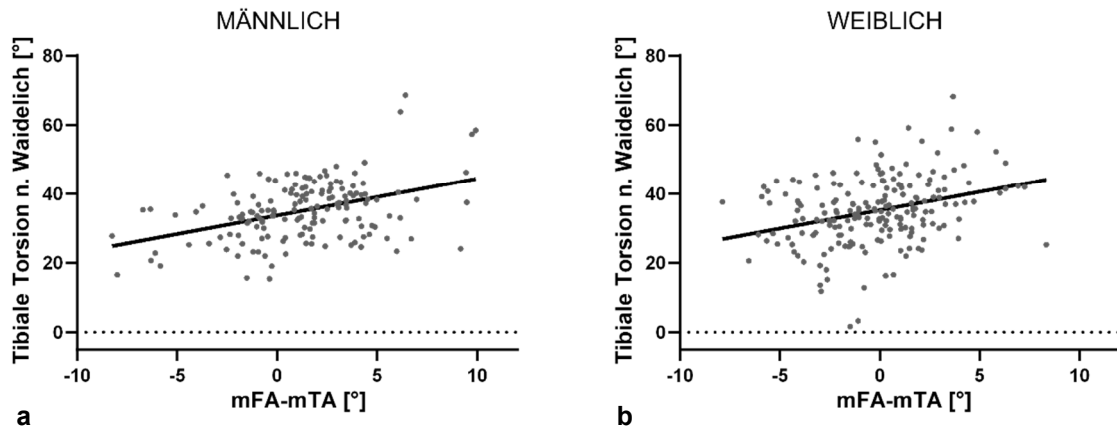


Abbildung 19

- a. Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA in der männlichen Gruppe
- b. Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mFA-mTA in der weiblichen Gruppe

Der mL DFA wies als einzige Variable sowohl mit der femoralen als auch der tibialen Torsion bei beiden Geschlechtern signifikante Korrelationen auf, dies ist in Abbildung 20 und Abbildung 21 dargestellt. Wie auch in der Gesamtpopulation nahm die femorale Innentorsion bei beiden Geschlechtern mit steigendem mL DFA zu. Bezogen auf die tibiale Torsion fand sich eine positive Korrelation zwischen dieser und dem mL DFA: Mit zunehmendem mL DFA nahm auch die tibiale Außentorsion bei Männern und Frauen zu.

Femorale Torsion in Abhängigkeit vom mL DFA nach Geschlecht

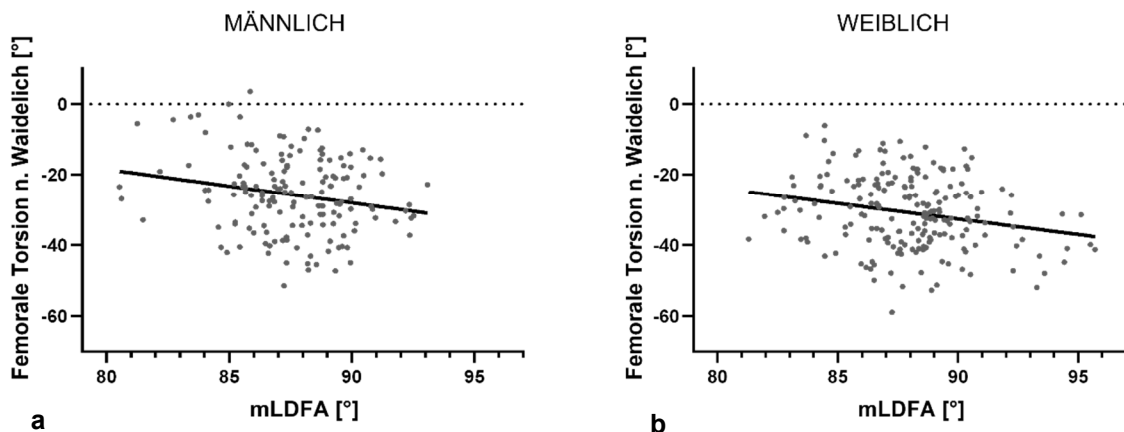


Abbildung 20

- a. Femorale Torsion in Abhängigkeit vom mL DFA in der männlichen Gruppe
- b. Femorale Torsion in Abhängigkeit vom mL DFA in der weiblichen Gruppe

Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mLDFa nach Geschlecht

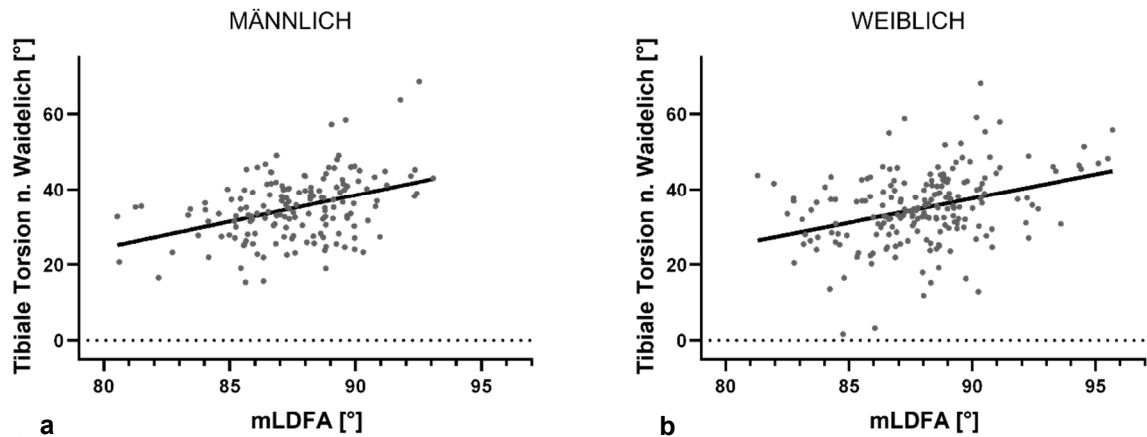


Abbildung 21

- a. Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mLDFa in der männlichen Gruppe
- b. Tibiale Torsion in Abhängigkeit vom mLDFa in der weiblichen Gruppe

Bezüglich des mLDTA fand sich in der weiblichen Gruppe wie auch in der Gesamtpopulation eine schwache negative signifikante Korrelation zur femoralen Torsion ($r = -0,23$, $p = 0,001$). Dieser Zusammenhang ließ sich bei den Beinen der männlichen Probanden nicht feststellen.

Die tibiale Torsion korrelierte bei beiden Geschlechtern negativ mit dem mLDTA, wobei der Zusammenhang bei den männlichen Beinen stärker ausgeprägt war als bei den weiblichen. Die Stärken der einzelnen Korrelationen sowie deren Signifikanz sind in Tabelle 12 dargestellt.

Tabelle 12 Korrelationen zwischen den Messparametern der Beinachse in der Frontalebene und der femoralen und tibialen Torsion bei den Geschlechtern

Mit * markierte Korrelationen sind auf einem Niveau von 0,05 signifikant

Mit ** markierte Korrelationen sind auf dem Niveau von 0,01 signifikant

		Femorale Torsion	Tibiale Torsion
mFA-mTA	Männlich	r = -0,34** p = < 0,001	r = 0,42** p = < 0,001
	Weiblich	r = -0,13 p = 0,071	r = 0,32** p = < 0,001
mLPFA	Männlich	r = 0,22** p = 0,005	r = -0,01 p = 0,930
	Weiblich	r = 0,17* p = 0,015	r = -0,02 p = 0,777
mLDFA	Männlich	r = -0,21** p = 0,009	r = 0,39** p = < 0,001
	Weiblich	r = -0,23** p = 0,001	r = 0,35** p = < 0,001
mMPTA	Männlich	r = 0,15 p = 0,054	r = -0,08 p = 0,328
	Weiblich	r = -0,03 p = 0,729	r = 0,05 p = 0,5
mLDTA	Männlich	r = -0,06 p = 0,427	r = -0,28** p = < 0,001
	Weiblich	r = -0,23** p = 0,001	r = -0,21** p = 0,003

4 Diskussion

4.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

In dieser Studie ist der Zusammenhang zwischen der Beinachse in der Frontalebene und der femoralen und tibialen Torsion untersucht worden. Die wichtigsten Ergebnisse sind im Folgenden zusammengefasst.

Es konnte eine schwache negative Korrelation zwischen der femoralen Torsion und dem mFA-mTA gezeigt werden. Wechselte die Achsausrichtung von Valgus zu Varus, nahm die femorale Innentorsion zu ($r = -0,17$, $p = 0,001$). Bei der Subgruppenanalyse zeigte sich aber, dass dies nur bei den männlichen Probanden der Fall war ($r = -0,34$, $p < 0,001$).

Bei den weiblichen Probanden konnte keine signifikante Korrelation zwischen der femoralen Torsion und dem mFA-mTA festgestellt werden.

Außerdem lag eine positive Korrelation ($r = 0,35$, $p = <0,001$) zwischen dem mFA-mTA und der tibialen Torsion bei beiden Geschlechtern vor. Somit nahm die tibiale Außentorsion von Valgus nach Varus zu.

Auch zwischen dem mL DFA und der femoralen Torsion ließ sich ein signifikanter Zusammenhang herausarbeiten: Nahm der mL DFA zu, wurde auch die femorale Innentorsion größer ($r = -0,23$, $p = <0,001$). Ähnliches ließ sich für den mL DFA und die tibiale Torsion feststellen: Die tibiale Außentorsion stieg mit zunehmendem mL DFA ($r = 0,36$, $p = <0,001$).

Außerdem fanden sich sehr schwache Beziehungen zwischen dem mL DTA und der femoralen und tibialen Torsion. Wurde der mL DTA größer, nahm die femorale Innentorsion zu ($r = -0,15$; $p = 0,004$) und die tibiale Außentorsion ab ($r = -0,24$; $p < 0,001$).

Der mMPTA korrelierte nicht mit den Torsionen.

Es fanden sich zudem signifikante Unterschiede zwischen der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe bezogen auf die femorale und tibiale Torsion, den mFA-mTA, den mL DFA und den mMPTA. In der weiteren Analyse wurde allerdings deutlich, dass sich die femorale Torsion nur bei den Männern und dort auch nur zwischen der Valgus- und der Varus-Gruppe signifikant unterschied. Die femorale Innentorsion war bei den Männern in der Valgus-Gruppe mit $-18,88 \pm 11,2^\circ$ deutlich geringer ausgeprägt als in der Varus-Gruppe mit $-29,10 \pm 10,67^\circ$.

Die tibiale Torsion war bei beiden Geschlechtern in der Valgus-Gruppe am geringsten und in der Varus-Gruppe am stärksten ausgeprägt.

Die beiden Gelenkwinkel mL DFA und mMPTA verhielten sich in Bezug auf den mFA-mTA gegensätzlich zueinander: Mit zunehmendem mFA-mTA – also vermehrtem Varus – nahm der mL DFA zu und der mMPTA ab.

Es wurden einige geschlechtsspezifische Unterschiede deutlich:

Frauen wiesen in diesem Patientenkollektiv häufiger eine valgische und Männer häufiger eine varische Beinachse auf. Außerdem waren die femorale

Innentorsion und der mMPTA bei den weiblichen Probanden signifikant größer als bei den männlichen Probanden.

Nachfolgend werden diese Ergebnisse in den Kontext der aktuellen Literatur eingeordnet.

4.2 Allgemeines

Das vorliegende Thema ist in der Literatur bisher nur äußerst spärlich untersucht worden. Leon-Munoz et al. (2021) bezeichneten den Zusammenhang zwischen der tibialen Torsion und der Beinachse in der Frontalebene sogar als eins der am wenigsten untersuchten Themen in der Knieendoprothetik.

Grundsätzlich ist festzuhalten, dass die Torsionswerte je nach Messmethode stark variieren. Dabei spielen vor allem die proximale femorale Achse und die proximale tibiale Achse eine Rolle.

Da es bisher keinen Goldstandard zur Erfassung der femoralen und tibialen Torsion gibt, nutzt jede Forschungsgruppe individuell unterschiedliche Herangehensweisen, was die Vergleichbarkeit der erfassten Torsionswerte einschränkt (Kaiser et al., 2016; Liodakis et al., 2012).

Die in der Literatur bisher vorhandenen Studien zur Beziehung zwischen der Beinachse in der Frontalebene und der femoralen und tibialen Torsion nutzten allerdings nicht nur unterschiedliche Messmethoden, sondern sind auch bezüglich weiterer Rahmenbedingungen sehr inhomogen. Eine Übersicht der Rahmenbedingungen einiger ausgewählter Studien findet sich in Tabelle 13.

Tabelle 13 Rahmenbedingungen einiger ausgewählter Studien im Vergleich

	Puthumana- pully et al. (2014)	Leon-Munoz et al. (2021)	Chang et al. (2018)	Nejima et al. (2020)	Lee et al. (2021)
Fallzahl	29 Varus- und 18 normale Knie	385 Knie von 322 Patienten	422 Beine von 211 Patienten	75 Knie von 57 Patienten	100 Varus- und 50 neutrale Knie
Alter (Jahre)	Nicht angegeben	70,5 ± 8,2	70 ± 6,7	64,9 ± 7,7	69,5 ± 5,9 in der Varus- Gruppe, 31,6 ± 7,9 in der Neutral- Gruppe
Bildmaterial	CT	CT-basierte virtuelle 3-D- Modelle	GBA und axiale CT	GBA und axiale CT	GBA und axiale CT
Geschlechter- verteilung	Nicht angegeben	60,6% Frauen	90% Frauen	Nur Frauen	Nur Frauen
Ethnie	Kaukasier	Kaukasier	Asiaten	Asiaten	Asiaten
Gonarthrose	In der Varus- Gruppe	Endgradige Gonarthrose bei allen Patienten	Gonarthrose bei allen Patienten	Gonarthrose bei allen Patienten	In der Varus- Gruppe
Besonderheit		63 Patienten mit bilateraler TKA			

Im Vergleich dazu wurden in der vorliegenden Studie 356 Knie von 226 Patienten vermessen. Das Durchschnittsalter war mit $35,6 \pm 14,96$ Jahren äußerst jung. Die Analyse der Beinachse erfolgte anhand von GBAs und Torsions-CT, die Geschlechterverteilung war nahezu ausgeglichen (44,7% der Beine waren von Männern und 55,3% der Beine von Frauen). Außerdem wiesen, passend zum jungen Alter der Patienten, 43,8% der Fälle keine und weitere 50% nur eine leichte oder minimale (Kellgren und Lawrence Grad 1 oder 2) Gonarthrose auf. Eine höhergradige Arthrose (Grad 3) lag nur in 6,2% der Fälle vor und keiner der Patienten war von einer schweren Gonarthrose (Grad 4) betroffen.

Die Ethnie der Patienten wurde nicht erfasst, aber anhand des vorrangigen Patientenkollektivs der BG Klinik Tübingen ist von hauptsächlich kaukasischer Herkunft auszugehen.

Bezogen auf die Vergleichbarkeit der bisher vorhandenen Studien sind besonders ethnische Unterschiede, die Geschlechterverteilung und das Vorliegen einer Gonarthrose zu beachten. Außerdem ist relevant, ob die Beinachse in der Frontalebene mit oder ohne Gewichtsbelastung vermessen wurde.

Das Vorliegen einer Gonarthrose beeinträchtigt die Beinachse insofern, als ein Verlust der Knorpelsubstanz im medialen oder lateralen Kompartiment eine bestehende Varus- oder Valgusdeformität verstärken kann. Die Ergebnisse in Studien mit Gonarthrose weichen also höchstwahrscheinlich von gesunden Knien ab und lassen sich dadurch nicht auf insbesondere jüngere Patienten, die seltener eine Gonarthrose aufweisen, übertragen.

Auch die Ethnie hat Einfluss auf die Beingeometrie. Einige Studien haben gezeigt, dass es zwischen Asiaten und Kaukasiern Unterschiede in der Morphologie der Knie bezogen auf die Größe der artikulierenden Gelenkpartner gibt (Kim et al., 2017; Moser et al., 2022).

Außerdem wiesen Asiaten in der Studie von Hovinga et al. (2009) weniger tibiale Torsion und mehr Varus auf als die kaukasische Vergleichsgruppe. Auch Mathon et al. (2021) fanden eine verminderte tibiale Torsion in ihrer asiatischen Studiengruppe in Vergleich zu Kaukasiern. Zusätzlich wies die asiatische Vergleichsgruppe in dieser Studie mehr femorale Innentorsion auf als die kaukasischen Probanden.

Diese Ergebnisse weisen darauf hin, dass Studien an asiatischen Patienten nur bedingt mit kaukasischen Studienpopulationen vergleichbar sind.

Ähnliches gilt für das Geschlecht. Frauen weisen im Allgemeinen mehr femorale Innentorsion (Mathon et al., 2021; Pierrepont et al., 2020) und häufiger einen Valgus (Barrett et al., 1990; Cooke et al., 1997) auf als Männer. Dies führt dazu, dass sich Ergebnisse aus Studien mit weiblicher Prädominanz gegebenenfalls nicht auf die männliche Bevölkerung übertragen lassen.

Außerdem ist relevant, ob die Beinachse in der Frontalebene an einer CT, also ohne Gewichtsbelastung, oder an einer Ganzbeinstandaufnahme, also mit Gewichtsbelastung, vermessen wurde. Studien haben gezeigt, dass Messungen an CT die Deformität oft unterschätzen (Paternostre et al., 2014; Winter et al., 2014). In einer Studie von Leon-Munoz et al. (2020) unterschätzte die Messung an CT im Vergleich zur GBA die jeweils vorliegende Deformität sogar in 73,6% der Fälle.

Während der GBA lastet das ganze Gewicht des Patienten auf der unteren Extremität, dadurch wirkt eine große mechanische Belastung auf diese, die bei einer im Liegen aufgenommenen CT vollständig fehlt. Dadurch werden vor allem weichteilige Einflüsse in der Frontalebene (z. B. Meniskus- und Knorpeldefekte eines Gelenkkompartiments, mangelnde Stabilität der Kollateralbänder) in der CT nicht erfasst, wodurch es zu abweichenden Messergebnissen in Bezug auf den mFA-mTA und JLCA kommt.

Alle hier aufgezählten Aspekte schränken also die Vergleichbarkeit der bisher verfügbaren und in Tabelle 12 aufgeführten Studien mit den hier vorliegenden Ergebnissen aus oben genannten Gründen ein.

4.3 Studienpopulation

4.3.1 Torsionswerte

Das in dieser Studie untersuchte Patientenkollektiv wies eine femorale Innentorsion von durchschnittlich $-28,59 \pm 10,79^\circ$ auf, was im oberen Grenzbereich der 1992 von Waidelich et al. (1992) gemessenen femoralen Torsionswerte ($-20,4 \pm 9^\circ$) liegt. Allerdings ist die hier verwendete Stichprobengröße ca. sieben Mal größer als die von Waidelich et al. und damit deutlich aussagekräftiger. Auch Strecker et al. untersuchten 1997 eine deutlich größere Stichprobe mit mehr als 500 unteren Extremitäten mit derselben Methode und fanden im Mittel eine femorale Torsion von $-24,1 \pm 17,4^\circ$. Dies deutet darauf hin, dass die femorale Innentorsion größer ist als ursprünglich von Waidelich et al. angenommen.

Die tibiale Torsion unterscheidet sich in den drei Studienpopulationen hingegen kaum. Das vorliegende Patientenkollektiv wies eine tibiale Außentorsion von $34,99 \pm 9,21^\circ$ auf. Im Vergleich betrug diese bei Waidelich et al. (1992) $33,1 \pm 8^\circ$ und bei Strecker et al. (1997) $34,9 \pm 15,9^\circ$.

In der Studienpopulation Leon Munoz et al. (2021) reichte die tibiale Torsion hingegen nur von $18,59 \pm 9,7^\circ$ in der Varus- bis hin zu $24,61 \pm 10,4^\circ$ in der Valgus-Gruppe, während sie etwa bei Schneider et al. (1997) im Mittel bei $41,7 \pm 8,8^\circ$ lag.

Die stark differierenden Mittelwerte und die teilweise sehr große Standardabweichung lassen darauf schließen, dass die Spannweite der tibialen Torsion in der Bevölkerung sehr groß ist und die Ergebnisse abhängig von der Messmethode sind.

4.3.2 Beinachse in der Frontalebene

In der Normalbevölkerung ist die Varusdeformität häufiger als die Valgusdeformität (Shohat et al., 2018). Der Anteil valgischer und varischer Beine war in diesem Patientenkollektiv mit 113 bzw. 128 Beinen hingegen nahezu gleich groß. Dies ist dadurch zu erklären, dass Patella-Maltracking und vorderer Knieschmerz häufige Indikationen für eine Torsions-CT sind und beides mit einem Genu valgum assoziiert ist (Stevens et al., 1999). Besonders Patella-Maltracking hat die Ursache oft in einer Valgusdeformität (Frosch & Schmeling, 2016; Imhoff et al., 2019; Paley D., 2005).

Die physiologische Beinachse beträgt nach Paley (2005) $1,3 \pm 2^\circ$ Varus. In der vorliegenden Studienpopulation wurde die Beinachse in der Frontalebene mittels des mFA-mTA erfasst und betrug $0,46 \pm 3,17^\circ$ Varus. Dies passt dazu, dass der Anteil valgischer Beine in dieser Studie höher ist, als in der Allgemeinbevölkerung angenommen wird.

Dror Paley (2005) hat außerdem Referenzwerte für die Gelenkwinkel festgelegt. Die in dieser Studie erfassten Mittelwerte für die Gelenkwinkel lagen alle in diesen Normbereichen. Der direkte Vergleich ist in Tabelle 14 dargestellt.

Tabelle 14 Vergleich der gemessenen Gelenkwinkel mit den Normwerten von Dror Paley

Gelenkwinkel	Studienergebnis	Normwert n. Paley
mLPFA (°)	88,38 ± 5,40	90 (85–95)
mLDFA (°)	87,81 ± 2,52	88 (85–90)
mMPTA (°)	87,91 ± 2,37	87 (85–90)
mLDTA (°)	86,96 ± 4,42	89 (86–92)

4.4 Unterschiede zwischen den Gruppen in der Frontalebene

In dieser Studie unterschied sich die femorale Innentorsion signifikant zwischen der Valgus-, Neutral- und Varus-Gruppe. Sie war in der Valgus-Gruppe mit $-25,99 \pm 11,45^\circ$ deutlich geringer ausgeprägt als in der Neutral- ($-29,39 \pm 9,68^\circ$) und Varus-Gruppe ($-30,15 \pm 10,79^\circ$). Die Differenz zwischen der Neutral- und Varus-Gruppe war hingegen nur minimal. In der Post-hoc-Analyse bestätigte sich, dass die Differenz zwischen diesen beiden Gruppen nicht signifikant war. Dass die femorale Innentorsion in der Varus-Gruppe am größten war, steht im Gegensatz zum Studienergebnis von Puthumanapully et al. (2014). Diese Forschungsgruppe verglich 36 Varus- mit 25 normalen Knien und stellte fest, dass die femorale Innentorsion in der Varus-Gruppe geringer war als in der normalen Referenzgruppe. Allerdings war die Studienpopulation sehr klein und alle Knie in der Varus-Gruppe wiesen eine Gonarthrose auf, was die Messergebnisse beeinflussen kann.

Auch Lee et al. (2021) fanden weniger femorale Innentorsion in ihrer Varus- im Vergleich zur neutralen Gruppe. Außerdem zeigten ihre Ergebnisse eine geringere tibiale Torsion in der Varus- als in der neutralen Gruppe. Dies steht ebenfalls im Kontrast zum in der vorliegenden Studie untersuchten Patientenkollektiv, in welchem die tibiale Torsion von der Valgus- über die Neutral- zur Varus-Gruppe zunahm. Allerdings untersuchten Lee et al. (2021) in ihrem Patientenkollektiv nur asiatische Frauen, was die Vergleichbarkeit einschränkt. Außerdem gab es wie bei Puthumanapully et al. (2014) nur zwei Vergleichsgruppen (varisch mit Gonarthrose und neutral ohne Gonarthrose), die sich im Durchschnittsalter deutlich unterschieden ($69,5 \pm 5,9$ Jahre vs. $31,6 \pm 7,9$ Jahre).

Die hier vorliegende Studie ist aufgrund der größeren Fallzahl und der Tatsache, dass drei Vergleichsgruppen gebildet wurden, deutlich aussagekräftiger.

Auch Chang et al. (2018) und Leon-Munoz et al. (2021) verglichen drei Gruppen miteinander.

Beide Studien haben allerdings die femorale Anteversion vermessen, die zwar prinzipiell der femoralen Innentorsion entspricht, trotzdem sind die Messwerte aufgrund unterschiedlicher Messmethoden und deutlich abweichender Werte nur schwierig zu vergleichen. Beispielsweise betrug die femorale Anteversion (die als positiver Winkel gemessen wird) in der Neutral-Gruppe bei Chang et al. $12,1 \pm 6^\circ$ und bei Leon-Munoz et al. $10,7 \pm 8^\circ$, während die femorale Torsion in dieser Studie $-29,39 \pm 9,68^\circ$ in der Neutral-Gruppe betrug.

Grundsätzlich zeigte sich in der Studie von Chang et al. der Trend, dass die femorale Innentorsion in der Varus-Gruppe niedriger war als in der Neutral- und der Valgus-Gruppe. Dies entspricht nicht den Ergebnissen der hier vorliegenden Studie, bei der die femorale Torsion in der Varus-Gruppe am größten war. Auch bezogen auf die tibiale Torsion zeigen sich gegensätzliche Ergebnisse: Sowohl Chang et al. als auch Leon-Munoz et al. fanden die größte tibiale Torsion jeweils in der Valgus- und die geringste in der Varus-Gruppe, während die tibiale Torsion in der Neutral-Gruppe dazwischenlag. Diese Studie kam hingegen zu dem Ergebnis, dass die tibiale Torsion in der Valgus-Gruppe am geringsten und in der Varus-Gruppe am ausgeprägtesten war.

Zu beachten ist aber, dass die Gruppenverteilung bei den beiden Vergleichsstudien sehr unausgeglichen war: Bei Chang et al. befanden sich 313 Knie in der Varus-Gruppe, aber nur 78 Knie in der Neutral-Gruppe und 31 Knie in der Valgus-Gruppe. Auch bei Leon-Munoz war die Valgus-Gruppe mit 53 Knien im Vergleich zur Varus-Gruppe mit 251 Knien deutlich unterrepräsentiert. In der vorliegenden Studie hingegen waren die Gruppenverhältnisse mit 113 valgischen, 115 neutralen und 128 varischen Knien sehr ausgeglichen, was sie bezüglich der Gruppenvergleiche verlässlicher macht. Zusätzlich wiesen alle Knie in den beiden Vergleichsstudien eine Gonarthrose auf, während in der vorliegenden Studie in 43,8% der Fälle keine (Grad 0) und in weiteren 50% nur eine leichte (Grad 1) oder minimale (Grad 2) Gonarthrose vorlag. Chang et al. untersuchten zudem nur Frauen, das Geschlechterverhältnis war hier hingegen nahezu ausgeglichen. Sowohl das Geschlecht als auch das Vorliegen einer Gonarthrose haben Einfluss auf die Messergebnisse, was den Vergleich der Ergebnisse der drei Studien zusätzlich erschwert.

Außerdem wurde in dieser Studie in der Subgruppenanalyse deutlich, dass sich die femorale Innentorsion zwischen den Gruppen für die Beinachse in der Frontalebene nur bei den männlichen Beinen und dort auch nur zwischen der Valgus- und der Varus-Gruppe signifikant unterschied. Sie war in der Valgus-Gruppe mit $-18,88 \pm 11,2^\circ$ deutlich geringer ausgeprägt als in der Varus-Gruppe mit $-29,1 \pm 10,67^\circ$. Die Neutral-Gruppe lag mit $-25,39 \pm 8,47^\circ$ dazwischen. Bei den Frauen waren die Differenzen hingegen nicht bedeutend und die Gruppenwerte mit $-29,05 \pm 10,18^\circ$ in der Valgus-Gruppe, $-32,47 \pm 9,48^\circ$ in der Neutral-Gruppe und $-31,64 \pm 10,89^\circ$ in der Varus-Gruppe nah beieinander. Es handelt sich also um ein geschlechtsspezifisches Ergebnis, das nur die Männer betrifft und in der Literatur so bisher nicht gezeigt wurde.

4.4.1 Zusammenhang zwischen der Beinachse in der Frontalebene und den Gelenkwinkeln mL DFA und mMPTA

Die beiden Gelenkwinkel mL DFA und mMPTA verhielten sich in Bezug auf den mFA-mTA gegensätzlich zueinander: Mit zunehmendem mFA-mTA – also vermehrtem Varus – nahmen der mL DFA und der mMPTA ab.

Dieses Ergebnis unterstützt die Feststellung von Paley (2005), dass ein zu großer mL DFA und/oder ein zu kleiner mMPTA ursächlich für eine Varusfehlstellung des Beines sein können. Umgekehrt führen ein zu kleiner mL DFA und/oder ein zu großer mMPTA zu einer Valgusdeformität.

4.5 Geschlechtsspezifische Unterschiede

In dieser Studie wiesen Frauen zu 40,1% eine valgische und nur zu 26,9% eine varische Beinachse auf. Bei den Männern verhielt sich dies genau umgekehrt. Dort war der Anteil varischer Beine mit 47,2% deutlich größer als jener valgischer Beine mit 21,4%. Passend dazu war der mFA-mTA bei den Männern mit $1,28^\circ$ varisch und bei den Frauen mit $-0,2^\circ$ minimal valgisch ausgeprägt. Der Unterschied war signifikant.

Dies untermauert die Studienergebnisse von Barrett et al. (1990) und Cooke et al. (1997), die jeweils herausarbeiteten, dass Frauen häufiger eine valgische Beinachse aufweisen als Männer.

Außerdem war der mMPTA bei den Männern signifikant kleiner als bei den Frauen. Dies befindet sich damit im Einklang, dass ein kleinerer mMPTA einen Varus, wie er zu einem großen Teil bei den männlichen Beinen vorliegt, und ein großer mMPTA einen Valgus, der gehäuft bei den Frauen auftritt, bedingen kann.

Die femorale Torsion betrug bei den Männern $-25,75 \pm 10,83^\circ$ und war damit signifikant kleiner als bei den Frauen mit im Schnitt $-30,88 \pm 10,22^\circ$. Frauen wiesen damit also mehr femorale Innentorsion auf. Dies konnte bereits in anderen Studien gezeigt werden (Leon-Munoz et al., 2021; Mathon et al., 2021; Pierrepoint et al., 2020).

Bei der tibialen Torsion ließ sich allerdings kein geschlechtsspezifischer Unterschied feststellen.

Die Studienlage ist diesbezüglich inkonsistent. Mathon et al. (2021) und Imhoff et al. (2020) fanden ebenfalls keinen signifikanten Unterschied in der tibialen Torsion bei Männern und Frauen. Im Patientenkollektiv von Leon-Munoz et al. (2021) war die tibiale Torsion bei den Frauen mit $22,2 \pm 9,96^\circ$ allerdings signifikant größer ausgeprägt als bei den Männern mit $17,79 \pm 9,4^\circ$.

Erschwert wird der Vergleich durch die Tatsache, dass die Spannweite der tibialen Torsion in der Bevölkerung sehr groß ist. Allein in der vorliegenden Studie fanden sich tibiale Torsionswerte von $1,63^\circ$ bis $68,61^\circ$. Außerdem variieren die Ergebnisse je nach Messmethode. Deshalb sind weitere von den Messmethoden her vergleichbare Studien nötig, um bezüglich der tibialen Torsion bei den Geschlechtern differenziertere Aussagen treffen zu können.

4.6 Zusammenhänge zwischen der Torsion und der Beinachse in der Frontalebene

In dieser Studie zeigte sich eine sehr schwache negative Korrelation zwischen der femoralen Torsion und dem mFA-mTA. Wechselte die Achsausrichtung von Valgus zu Varus, nahm die femorale Innentorsion zu ($r = -0,17$, $p = 0,001$). Allerdings ließ sich dieser Zusammenhang nur bei den Männern feststellen ($r = -0,34$, $p < 0,001$). Bei den Frauen war dies nicht der Fall. Dies befindet sich damit im Einklang, dass die femoralen Torsionswerte bei den Männern von der Valgus- über die Neutral- zur Varus-Gruppe zunahmen, während sie bei den Frauen nahezu gleichbleibend waren.

Die aktuelle Literatur ist sich bezüglich einer möglichen Beziehung zwischen Varus- oder Valgusdeformitäten und der femoralen Torsion uneinig. Zwei der Vergleichsstudien fanden keinen Zusammenhang zwischen der femoralen Torsion und der Beinachse in der Frontalebene (Leon-Munoz et al., 2021; Nejima et al., 2020).

Chang et al. (2018) stellten hingegen fest, dass die femorale Innentorsion zunahm, wenn die Beinachse in der Frontalebene von Varus zu Valgus wechselte. Der Korrelationskoeffizient war dabei mit $r = 0,145$ allerdings äußerst schwach ausgeprägt und somit kaum aussagekräftig. Dies galt außerdem nur, wenn die femorale Innentorsion mit der Kondylenhinterkantentangente als distale Femurachse verwendet wurde. Diente die klinische transepikondyläre Achse als Referenzlinie, fand sich auch in der Studienpopulation von Chang et al. kein Zusammenhang zwischen der femoralen Innentorsion und der Beinachse in der Frontalebene.

Auch bezüglich der tibialen Torsion besteht bisher kein Konsens.

Lee et al. (2021) fanden zwar signifikant weniger tibiale Torsion in der Varus- im Vergleich zur neutralen Gruppe, es zeigte sich aber - ebenso wie bei Nejima et al. (2020) - kein signifikanter linearer Zusammenhang zwischen der tibialen Torsion und der Beinachse in der Frontalebene.

Chang et al. (2018) und Leon-Munoz et al. (2021) stellten hingegen fest, dass die tibiale Torsion zunahm, wenn die Beinachse in der Frontalebene von Varus zu Valgus wechselte ($r = 0,347$ bzw. $r = 0,248$). Im Gegensatz dazu nahm die tibiale Torsion in der vorliegenden Studie beim Wechsel von Valgus zu Varus zu ($r = 0,35$; $p < 0,001$).

Diese Inkongruenz ist vermutlich auf die große Spannweite der tibialen Torsion in der Gesamtbevölkerung zurückzuführen. Starke Ausreißer können schwache Korrelationen, wie sie hier bei allen Studien vorliegen, leicht beeinflussen.

Außerdem könnten demografische Unterschiede wie Ethnie, Alter und Geschlecht eine Rolle spielen. Mögliche Auswirkungen dieser Einflussfaktoren wurden bereits erläutert. Daher sind auch hier weitere Untersuchungen vonnöten, um die vorliegenden Ergebnisse zu bestätigen.

In Bezug auf die Gelenkwinkel stellten Nejima et al. (2020) fest, dass die femorale Innentorsion und die tibiale Außentorsion mit kleinerem mMPTA zunahmen, fanden aber keinen Zusammenhang zwischen dem mL DFA und den Torsionen. Dies konnte in der vorliegenden Studie nicht herausgearbeitet werden. Im Gegenteil: Es ließ sich keine Beziehung zwischen den Torsionen und dem mMPTA finden, dafür nahmen mit zunehmendem mL DFA auch die femorale Innen- ($r = -0,23$; $p < 0,001$) und die tibiale Außentorsion ($r = 0,36$, $p < 0,001$) zu. Die Studie von Nejima et al. beinhaltete allerdings nur 75 Knie ausschließlich von Frauen, die alle asiatischer Herkunft waren und zusätzlich eine Gonarthrose aufwiesen. Dies schränkt die Vergleichbarkeit deutlich ein. Außerdem ist die vorliegende Studie mit 356 vermessenen Knien aussagekräftiger.

4.6.1 Limitationen der Ergebnisse

Eine einheitliche Vorgehensweise bei der Vermessung der Torsion von Femur und Tibia ist bisher leider nicht etabliert. In dieser Studie wurde die Torsion mit der Messmethode nach Waidelich erfasst. Je nach Messmethode können sich die gemessenen Winkel allerdings stark unterscheiden, weshalb die hier

erhobenen Messwerte nicht auf Studien mit anderen Messmethoden übertragbar sind.

Außerdem ist zu beachten, dass es sich beim Kniegelenk um eine dreidimensionale Struktur handelt. Die Sagittalebene wurde in dieser Studie allerdings nicht betrachtet, ein Einfluss auf die Torsion kann daher in dieser Untersuchung nicht ausgeschlossen werden.

4.7 Ausblick

Diese Studie konnte einige wichtige neue Erkenntnisse gewinnen: Es zeigte sich, dass bei den Männern ein Zusammenhang zwischen der femoralen Torsion und der Beinachse in der Frontalebene bestand, bei den Frauen hingegen nicht. Darüber hinaus konnte nachgewiesen werden, dass die tibiale Torsion beim Wechsel von Valgus zu Varus zunahm und dass der mLDTA sowohl mit der femoralen als auch mit der tibialen Torsion in Verbindung stand. Allerdings sind weitere Studien mit vergleichbaren Messmethoden und Studiendesigns nötig, um die vorliegenden Ergebnisse zu bestätigen.

5 Zusammenfassung

Mögliche Beziehungen zwischen der Torsion und der koronaren Achsausrichtung der unteren Extremität wurden bisher nur wenig untersucht und vorliegende Daten sind sehr inkonsistent. Dabei können Fehlstellungen der unteren Extremität weitreichende und schwerwiegende Folgen haben wie beispielsweise die Entstehung einer Arthrose oder patellofemorales Maltracking. Daher war das Ziel dieser Studie, den Einfluss der Beinachse in der Frontalebene auf die femorale und tibiale Torsion zu untersuchen und herauszuarbeiten, ob eine koronare Achsabweichung auf das Ausmaß der Torsion schließen lässt, um die korrekte Analyse der Beinachse zu erleichtern. Es wurden 356 Beine ohne achsverändernde Traumata oder Operationen von insgesamt 226 Patienten vermessen. Die femorale und tibiale Torsion wurden anhand von Torsions-CT mit der Messmethode nach Waidelich erfasst. Die Vermessung der Beinachse in der Frontalebene erfolgte nach Paley an Ganzbeinstandaufnahmen. Alle Messungen wurden mit der Software von MediCAD (Hectec GmbH, Altdorf, Deutschland) durchgeführt. Erfasst wurden die femorale und tibiale Torsion, der Winkel zwischen den mechanischen Achsen von Femur und Tibia (mFA-mTA) und die Gelenkwinkel mLPFA, mLDFa, mMPTA und mLDTA. Die gemessenen Parameter wurden anschließend mit IBM SPSS Version 28.0.1.1 statistisch analysiert. Primär wurden die Beine in drei Gruppen eingeteilt. Beine mit einem mFA-mTA kleiner als -1° wurden der Valgus-Gruppe, Beine mit einem mFA-mTA $\geq -1^\circ$ und $\leq 1,5^\circ$ der Neutral-Gruppe und Beine mit einem mFA-mTA größer als $1,5^\circ$ der Varus-Gruppe zugeordnet.

Die Ergebnisse dieser Arbeit lassen darauf schließen, dass es keine starken Zusammenhänge zwischen der Beinachse in der Frontalebene und der tibialen und femoralen Torsion gibt.

Es zeigte sich zwar der Trend, dass die tibiale Torsion zunimmt, wenn die Beinachse in der Frontalebene von Valgus zu Varus wechselt, allerdings war diese Korrelation mit $r = 0,35$ ($p < 0,001$) nur mäßig signifikant ausgeprägt. Eine Beziehung zwischen der femoralen Torsion und dem mFA-mTA in Form einer

mäßigen negativen Korrelation (also eine zunehmende femorale Innentorsion beim Wechsel von Valgus zu Varus) fand sich nur bei den männlichen Probanden dieser Studie ($r = -0,34$; $p < 0,001$).

Auch zwischen den Gelenkwinkeln nach Paley und den Torsionen ließen sich größtenteils keine relevanten Beziehungen feststellen. Allein der mL DFA stand in schwachem Zusammenhang mit der femoralen und tibialen Torsion: Nahm der mL DFA zu, nahmen auch die femorale Innen- ($r = -0,23$; $p < 0,001$) und die tibiale Außentorsion ($r = 0,36$; $p < 0,001$) zu.

Es konnte in dieser Studie gezeigt werden, dass die Frauen häufiger eine valgische Beinachse und signifikant mehr femorale Innentorsion aufwiesen. Dies ist von Bedeutung, da eine Valgusfehlstellung mit vorderem Knieschmerz aufgrund von Patella-Maltracking assoziiert ist.

Die aktuelle Studienlage ist bezüglich aller erfassten Messparameter inkonsistent. In einigen Studien konnten Zusammenhänge festgestellt werden, die in anderen Studien nicht vorlagen oder den hier gezeigten Ergebnissen widersprechen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass sich aufgrund einer bisher nicht etablierten Standardmessmethode zur Erfassung der Torsion von Femur und Tibia die Messmethode und damit auch die Ergebnisse der einzelnen Studien stark unterscheiden und damit der Vergleich der Studienergebnisse stark erschwert wird. Auch das Studiendesign nimmt (vor allem bezüglich der Ethnie und der Geschlechterverteilung) Einfluss auf die Vergleichbarkeit der einzelnen Studien.

Diese Studie zeigt, dass Achsabweichungen in der Frontalebene zwar durchaus mit der Ausprägung der femoralen und tibialen Torsion in Verbindung stehen, die Messwerte der Beinachse in der Frontalebene aber nicht auf das Ausmaß der femoralen und tibialen Torsion schließen lassen.

Dies ist klinisch von hoher Relevanz. Es bedeutet nämlich, dass Torsionsdeformitäten im klinischen Alltag immer individuell betrachtet werden müssen und eine genaue und detaillierte Analyse der Beinachse in allen Ebenen bei jedem Patienten von großer Bedeutung ist.

Hierbei hervorzuheben ist, dass varische Beine mit einer vermehrten tibialen Außentorsion einhergehen und dass ein größerer mL DFA auch mit einer stärkeren femoralen Innentorsion und einer tibialen Außentorsion in Verbindung steht. Weitere Studien sind nötig, um die hier dargelegten Ergebnisse zu bestätigen.

6 Literaturverzeichnis

- Aglietti, P., Sensi, L., Cuomo, P., & Ciardullo, A. (2008). Rotational position of femoral and tibial components in TKA using the femoral transepicondylar axis. *Clin Orthop Relat Res*, 466(11), 2751-2755. <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0452-8>
- Barrett, J. P., Jr., Rashkoff, E., Sirna, E. C., & Wilson, A. (1990). Correlation of roentgenographic patterns and clinical manifestations of symptomatic idiopathic osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop Relat Res*(253), 179-183.
- Berger, R. A., Rubash, H. E., Seel, M. J., Thompson, W. H., Crossett, L. S. (1993). Determining the Rotational Alignment of the Femoral Component in Total Knee Arthroplasty Using the Epicondylar Axis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 286, Pages 40-47
- Blanca, M. J., Alarcon, R., Arnau, J., Bono, R., & Bendayan, R. (2017). Non-normal data: Is ANOVA still a valid option? *Psicothema*, 29(4), 552-557. <https://doi.org/10.7334/psicothema2016.383>
- Brouwer, G. M., van Tol, A. W., Bergink, A. P., Belo, J. N., Bernsen, R. M., Reijman, M., Pols, H. A., & Bierma-Zeinstra, S. M. (2007). Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum*, 56(4), 1204-1211. <https://doi.org/10.1002/art.22515>
- Chang, M. J., Jeong, H. J., Kang, S. B., Chang, C. B., Yoon, C., & Shin, J. Y. (2018). Relationship Between Coronal Alignment and Rotational Profile of Lower Extremity in Patients With Knee Osteoarthritis. *J Arthroplasty*, 33(12), 3773-3777. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2018.07.022>
- Cohen, D. A., Gursel, A. C., & Low, A. K. (2019). How coronal alignment affects distal femoral anatomy: an MRI-based comparison of varus and valgus knees. *J Orthop Surg Res*, 14(1), 92. <https://doi.org/10.1186/s13018-019-1133-x>
- Cooke, D., Scudamore, A., Li, J., Wyss, U., Bryant, T., & Costigan, P. (1997). Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients. *Osteoarthritis Cartilage*, 5(1), 39-47. [https://doi.org/10.1016/s1063-4584\(97\)80030-1](https://doi.org/10.1016/s1063-4584(97)80030-1)
- Crane, L. (1959). Femoral Torsion and Its Relation to Toeing-in and Toeing-out. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 41(3), 421-428.

- Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU) *S2k-Leitlinie Gonarthrose - Langfassung (Internet)*. Retrieved 05.09.2022 from <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/ll/187-050.html>
- Diederichs, G., Köhlitz, T., Kornaropoulos, E., Heller, M. O., Vollnberg, B., & Scheffler, S. (2013). Magnetic resonance imaging analysis of rotational alignment in patients with patellar dislocations. *Am J Sports Med*, 41(1), 51-57. <https://doi.org/10.1177/0363546512464691>
- Eckhoff, D. G., Kramer, R. C., Alongi, C. A., VanGerven, D. P. (1994). Femoral anteversion and arthritis of the knee. *J Pediatr Orthop*, 14(5), 608-610. <https://doi.org/10.1097/01241398-199409000-00010>
- Eckhoff, D. G., Montgomery, W. K., Kilcoyne, R. F., & Stamm, E. R. (1994). Femoral morphometry and anterior knee pain. *Clin Orthop Relat Res*(302), 64-68.
- Elahi, S., Cahue, S., Felson, D. T., Engelman, L., & Sharma, L. (2000). The association between varus-valgus alignment and patellofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 43(8), 1874-1880. [https://doi.org/10.1002/1529-0131\(200008\)43:8](https://doi.org/10.1002/1529-0131(200008)43:8)
- Felson, D. T., Niu, J., Gross, K. D., Englund, M., Sharma, L., Cooke, T. D., Guermazi, A., Roemer, F. W., Segal, N., Goggins, J. M., Lewis, C. E., Eaton, C., & Nevitt, M. C. (2013). Valgus malalignment is a risk factor for lateral knee osteoarthritis incidence and progression: findings from the Multicenter Osteoarthritis Study and the Osteoarthritis Initiative. *Arthritis Rheum*, 65(2), 355-362. <https://doi.org/10.1002/art.37726>
- Feucht, M. J., & Tischer, T. (2017). Kniegelenknahe Osteotomien bei Bandinsuffizienzen. *Der Orthopäde*, 46(7), 601-609. <https://doi.org/10.1007/s00132-017-3439-x>
- Frosch, K. H., & Schmeling, A. (2016). A new classification system of patellar instability and patellar maltracking. *Arch Orthop Trauma Surg*, 136(4), 485-497. <https://doi.org/10.1007/s00402-015-2381-9>
- Fuchs, J., Kuhnert, R., & Scheidt-Nave, C. (2017). 12-month prevalence of osteoarthritis in Germany. In (Vol. 2): Robert Koch-Institut, Epidemiologie und Gesundheitsberichterstattung.
- Fuchs, J., Rabenberg, M., & Scheidt-Nave, C. (2013). Prävalenz ausgewählter muskuloskelettaler Erkrankungen. In (Vol. 56): Robert Koch-Institut, Epidemiologie und Gesundheitsberichterstattung.
- Georgiev, T., & Angelov, A. K. (2019). Modifiable risk factors in knee osteoarthritis: treatment implications. *Rheumatol Int*, 39(7), 1145-1157. <https://doi.org/10.1007/s00296-019-04290-z>

- Heijink, A., Gomoll, A. H., Madry, H., Drobnič, M., Filardo, G., Espregueira-Mendes, J., & Van Dijk, C. N. (2012). Biomechanical considerations in the pathogenesis of osteoarthritis of the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(3), 423-435. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1818-0>
- Hovinga, K. R., & Lerner, A. L. (2009). Anatomic variations between Japanese and Caucasian populations in the healthy young adult knee joint. *Journal of Orthopaedic Research*, 27(9), 1191-1196. <https://doi.org/https://doi.org/10.1002/jor.20858>
- Imhoff, F. B., Cotic, M., Liska, F., Dyrna, F. G. E., Beitzel, K., Imhoff, A. B., & Herbst, E. (2019). Derotational osteotomy at the distal femur is effective to treat patients with patellar instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27(2), 652-658. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5212-z>
- Imhoff, F. B., Funke, V., Muench, L. N., Sauter, A., Englmaier, M., Woertler, K., Imhoff, A. B., & Feucht, M. J. (2020). The complexity of bony malalignment in patellofemoral disorders: femoral and tibial torsion, trochlear dysplasia, TT-TG distance, and frontal mechanical axis correlate with each other. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 28(3), 897-904. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05542-y>
- Issa, S. N., & Sharma, L. (2006). Epidemiology of osteoarthritis: an update. *Curr Rheumatol Rep*, 8(1), 7-15. <https://doi.org/10.1007/s11926-006-0019-1>
- Iwamoto, M., Ohta, Y., Larmour, C., & Enomoto-Iwamoto, M. (2013). Toward regeneration of articular cartilage. *Birth Defects Research Part C: Embryo Today: Reviews*, 99(3), 192-202. <https://doi.org/https://doi.org/10.1002/bdrc.21042>
- Kaiser, P., Attal, R., Kammerer, M., Thauerer, M., Hamberger, L., Mayr, R., & Schmoelz, W. (2016). Significant differences in femoral torsion values depending on the CT measurement technique. *Arch Orthop Trauma Surg*, 136(9), 1259-1264. <https://doi.org/10.1007/s00402-016-2536-3>
- Kellgren, J. H., & Lawrence, J. S. (1952). Rheumatism in miners. II. X-ray study. *Br J Ind Med*, 9(3), 197-207. <https://doi.org/10.1136/oem.9.3.197>
- Kellgren, J. H., & Lawrence, J. S. (1957). Radiological assessment of osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, 16(4), 494-502. <https://doi.org/10.1136/ard.16.4.494>

- Kenaway, M., Liodakis, E., Krettek, C., Ostermeier, S., Horn, T., & Hankemeier, S. (2011). Effect of the lower limb rotational alignment on tibiofemoral contact pressure. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 19(11), 1851-1859. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1482-4>
- Kim, T. K., Phillips, M., Bhandari, M., Watson, J., & Malhotra, R. (2017). What Differences in Morphologic Features of the Knee Exist Among Patients of Various Races? A Systematic Review. *Clin Orthop Relat Res*, 475(1), 170-182. <https://doi.org/10.1007/s11999-016-5097-4>
- Lee, O. S., Lee, J., Lee, M. C., & Han, H. S. (2021). Changes in the femoral varus and rotational profiles are correlated in women with varus osteoarthritic lower limbs. *Arch Orthop Trauma Surg*. <https://doi.org/10.1007/s00402-021-04094-6>
- León-Muñoz, V. J., López-López, M., Martínez-Martínez, F., & Santonja-Medina, F. (2020). Comparison of weight-bearing full-length radiographs and computed-tomography-scan-based three-dimensional models in the assessment of knee joint coronal alignment. *Knee*, 27(2), 543-551. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2019.11.017>
- León-Muñoz, V. J., Manca, S., Lopez-Lopez, M., Martinez-Martinez, F., & Santonja-Medina, F. (2021). Coronal and axial alignment relationship in Caucasian patients with osteoarthritis of the knee. *Sci Rep*, 11(1), 7836. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-87483-6>
- Liodakis, E., Doxastaki, I., Chu, K., Krettek, C., Gaulke, R., Citak, M., & Kenaway, M. (2012). Reliability of the assessment of lower limb torsion using computed tomography: analysis of five different techniques. *Skeletal Radiology*, 41(3), 305-311. <https://doi.org/10.1007/s00256-011-1185-4>
- Lobenhoffer P., A. J. D., Galla M. (2007). *Kniegelenknahe Osteotomien: Indikation - Planung - Operationstechnik mit Plattenfixateuren*. Georg Thieme Verlag.
- Luyckx, T., Zambianchi, F., Catani, F., Bellemans, J., & Victor, J. (2013). Coronal alignment is a predictor of the rotational geometry of the distal femur in the osteo-arthritic knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 21(10), 2331-2337. <https://doi.org/10.1007/s00167-012-2306-x>
- Mathon, P., Micicoi, G., Seil, R., Kacaoglu, B., Cerciello, S., Ahmad, F., LiArno, S., Teitge, R., & Ollivier, M. (2021). Healthy middle-aged Asian and Caucasian populations present with large intra- and inter-individual variations of lower limb torsion. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 29(4), 1083-1089. <https://doi.org/10.1007/s00167-020-06096-0>

- Miller, D. L., & Schauer, D. (2015). The ALARA principle in medical imaging. *AAPM Newsletter*, 40(No. 1), 38-40.
- Moser, L. B., Hess, S., de Villeneuve Bargemon, J.-B., Faizan, A., LiArno, S., Amsler, F., Hirschmann, M. T., Ollivier, M. (2022). Ethnic Differences in Knee Phenotypes Indicate the Need for a More Individualized Approach in Knee Arthroplasty: A Comparison of 80 Asian Knees with 308 Caucasian Knees. *Journal of Personalized Medicine*, 12(1), 121. <https://www.mdpi.com/2075-4426/12/1/121>
- Nejima, S., Akamatsu, Y., Kobayashi, H., Tsuji, M., Mitsuhashi, S., Sasaki, T., Kumagai, K., & Inaba, Y. (2020). Relationship between lower limb torsion and coronal morphologies of the femur and tibia in patients with medial knee osteoarthritis. *BMC Musculoskelet Disord*, 21(1), 254. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03286-2>
- Noyes, F. R., & Barber-Westin, S. D. (2005). Posterior cruciate ligament revision reconstruction, part 1: causes of surgical failure in 52 consecutive operations. *Am J Sports Med*, 33(5), 646-654. <https://doi.org/10.1177/0363546504271210>
- Paley D. (2005). *Principles of Deformity Correction* (1st ed. 2002. Corr. 3rd printing 2005 ed.). Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-59373-4>
- Papaioannou, T. A., Digas, G., Bikos, C., Karamoulas, V., & Magnissalis, E. A. (2013). Femoral neck version affects medial femorotibial loading. *ISRN Orthop*, 2013, 328246. <https://doi.org/10.1155/2013/328246>
- Parikh, S., & Noyes, F. R. (2011). Patellofemoral disorders: role of computed tomography and magnetic resonance imaging in defining abnormal rotational lower limb alignment. *Sports Health*, 3(2), 158-169. <https://doi.org/10.1177/1941738111399372>
- Paternostre, F., Schwab, P. E., & Thienpont, E. (2014). The difference between weight-bearing and non-weight-bearing alignment in patient-specific instrumentation planning. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22(3), 674-679. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2687-5>
- Pierrepont, J. W., Marel, E., Baré, J. V., Walter, L. R., Stambouzou, C. Z., Solomon, M. I., McMahon, S., & Shimmin, A. J. (2020). Variation in femoral anteversion in patients requiring total hip replacement. *HIP International*, 30(3), 281-287. <https://doi.org/10.1177/1120700019848088>
- Puthumanapully, P. K., Harris, S. J., Leong, A., Cobb, J. P., Amis, A. A., & Jeffers, J. (2014). A morphometric study of normal and varus knees. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(12), 2891-2899. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3337-2>

- Rabenberg, M. (2013). Themenheft 54 "Arthrose". In: Robert Koch-Institut
- Schmider E., Ziegler M., Danay E., Beyer L., Bühner M. (2010). Is It Really Robust? Reinvestigating the Robustness of ANOVA Against Violations of the Normal Distribution Assumption. *Methodology*, 6(4), 147-151.
<https://doi.org/10.1027/1614-2241/a000016>
- Schneider, B., Laubenberger, J., Jemlich, S., Groene, K., Weber, H. M., & Langer, M. (1997). Measurement of femoral antetorsion and tibial torsion by magnetic resonance imaging. *Br J Radiol*, 70(834), 575-579.
<https://doi.org/10.1259/bjr.70.834.9227249>
- Schünke M., Schulte E., Schumacher U. (2014). *PROMETHEUS LernAtlas der Anatomie - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem* (4. überarbeitete und erweiterte Auflage ed.). Georg Thieme Verlag.
- Scorcelletti, M., Reeves, N. D., Rittweger, J., & Ireland, A. (2020). Femoral anteversion: significance and measurement. *J Anat*, 237(5), 811-826.
<https://doi.org/10.1111/joa.13249>
- Sharma, L., Song, J., Felson, D. T., Cahue, S., Shamiyeh, E., & Dunlop, D. D. (2001). The Role of Knee Alignment in Disease Progression and Functional Decline in Knee Osteoarthritis. *JAMA*, 286(2), 188-195.
<https://doi.org/10.1001/jama.286.2.188>
- Shohat, N., Machluf, Y., Farkash, R., Finestone, A. S., & Chaïter, Y. (2018). Clinical Knee Alignment among Adolescents and Association with Body Mass Index: A Large Prevalence Study. *The Israel Medical Association journal : IMAJ*, 20(2), 75-79.
<http://europepmc.org/abstract/MED/29431299>
- Steensen, R. N., Bentley, J. C., Trinh, T. Q., Backes, J. R., & Wiltfong, R. E. (2015). The prevalence and combined prevalences of anatomic factors associated with recurrent patellar dislocation: a magnetic resonance imaging study. *Am J Sports Med*, 43(4), 921-927.
<https://doi.org/10.1177/0363546514563904>
- Steinert, A. F., Ghivizzani, S. C., Rethwilm, A., Tuan, R. S., Evans, C. H., & Nöth, U. (2007). Major biological obstacles for persistent cell-based regeneration of articular cartilage. *Arthritis Research & Therapy*, 9(3), 213. <https://doi.org/10.1186/ar2195>
- Stevens, P. M., Maguire, M., Dales, M. D., Robins, A. J. (1999). Physeal Stapling for idiopathic genu valgum. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 19(5), 645.

- Strecker, W., Keppler, P., Gebhard, F., & Kinzl, L. (1997). Length and torsion of the lower limb. *J Bone Joint Surg Br*, 79(6), 1019-1023. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.79b6.7701>
- van de Pol, G. J., Arnold, M. P., Verdonschot, N., & van Kampen, A. (2009). Varus alignment leads to increased forces in the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med*, 37(3), 481-487. <https://doi.org/10.1177/0363546508326715>
- Waidelich, H. A., Strecker, W., & Schneider, E. (1992). Computertomographische Torsionswinkel- und Längenmessung an der unteren Extremität. *RöFo* 157(9), 245-251. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1033007>
- Waldt S., Eiber M., Wörtler, K. (2017). *Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie*. Georg Thieme Verlag.
- Winter, A., Ferguson, K., Syme, B., McMillan, J., & Holt, G. (2014). Pre-operative analysis of lower limb coronal alignment - a comparison of supine MRI versus standing full-length alignment radiographs. *Knee*, 21(6), 1084-1087. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2014.05.001>
- Wolf, A. D., & Pflieger, B. (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ*, 81(9), 646-656.

7 Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der BG Klinik Tübingen unter Betreuung von PD Dr. med. Stefan Döbele durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte durch Dr. med. Leonard Grünwald und mich.

Sämtliche Messmethoden wurden nach Einarbeitung durch Dr. med. Leonard Grünwald von mir eigenständig durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Beratung durch das Institut für Biometrie durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbstständig verfasst zu haben. Ich habe ein Korrektorat genutzt, um die Dissertation auf Grammatik, Interpunktion und Rechtschreibung zu prüfen. Dies erfolgte durch das Lektorat „Textquisit, Text & Lektorat“ gegen ein Honorar von 250 Euro. Ich habe keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet.

Teile der Daten wurden zur Publikation im Journal of Experimental Orthopaedics (JEO) eingereicht. Die Veröffentlichung steht noch aus. Bei den Autoren des Artikels handelt es sich um Sophie Schmidt, Dr. med. Leonard Grünwald und PD Dr. med. Stefan Döbele.

Die Abschnitte des zu veröffentlichenden Artikels sowie die Grafiken und Tabellen, die die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit beinhalten, wurden mit Ausnahme des Abstracts von mir entworfen. Der Abstract wurde von PD Dr. med. Stefan Döbele verfasst. Die Überarbeitung des Entwurfes erfolgte durch PD Dr. med. Stefan Döbele und Dr. med. Leonard Grünwald.

Tübingen, den

8 Danksagung

Ich möchte mich zuallererst bei meinem Doktorvater Herrn PD Dr. med. Stefan Döbele für die Möglichkeit zur Promotion an der BG Klinik Tübingen bedanken.

Mein großer Dank gilt außerdem Herrn Dr. med. Leonard Grünwald für die enge Zusammenarbeit und die durchweg gute Betreuung sowie für die Ermöglichung zur Teilnahme am GEVR-Kongress. Danke für deine Unterstützung!

Herrn Maximilian Bauer von der Firma MediCAD danke ich für die geduldige Beantwortung jeglicher Fragen zur verwendeten Messsoftware.

Ebenso danke ich Frau Dr. Yu-Shan Feng vom Institut für Biometrie für die ausführliche und geduldige Beratung bei der Konzeption der statistischen Auswertung.

Abschließend möchte ich meiner Familie danken: vielen Dank für die emotionale Unterstützung während des gesamten Promotionsprozesses und das stundenlange Korrekturlesen von für euch teils völlig unverständlichen Texten.