

UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF

Zentrum für Operative Medizin
Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie und Orthopädie

Univ.-Prof. Dr. med. Karl-Heinz Frosch

Präoperative Planung der valgisierenden Umstellungsosteotomie der proximalen Tibia unter Berücksichtigung des intraartikulären Varus

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:

Inga Bartels
aus Celle

Hamburg 2023

(wird von der Medizinischen Fakultät ausgefüllt)

**Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 20.11.2023**

**Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.**

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. Ralf Oheim

Prüfungsausschuss, zweite/r Gutachter/in: PD Dr. Matthias Krause

Widmung

Für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Fragestellung	6
2	Einleitung	7
2.1	Achsfehlstellung.....	8
2.1.1	Physiologische Beinachse	8
2.1.2	Pathophysiologie der Achsabweichung und Deformitätenanalyse	11
2.2	Umstellungsosteotomie	16
2.2.1	Entwicklung.....	16
2.2.2	Ziel der Korrekturosteotomie	18
2.2.3	Operationsplanung und -techniken.....	19
2.2.4	Operationstechnik HTO	23
2.2.5	Distale Femurosteotomie und Doppelosteotomie	24
2.2.6	Komplikationen der Korrekturosteotomie.....	25
3	Material und Methode	28
3.1	Patientenkollektiv	28
3.1.1	Ganzbeinstandaufnahme	28
3.2	Digitale Planung der Osteotomie	30
3.2.1	Osteotomie ohne JLCA-Korrektur	33
3.2.2	Osteotomie mit JLCA-Korrektur.....	35
3.2.3	Virtuelle Rückplanung der überkorrigierten Fälle	37
3.2.4	Statistik.....	37
4	Ergebnisse	39
4.1	Demografische Daten	39
4.2	Radiologische Messwerte.....	39
4.3	Einflussfaktoren auf die postoperative Überkorrektur	40
4.4	Präoperative Planung mit und ohne JLCA-Korrektur und nachträgliche Validierung.....	42
4.5	Fallserie mit einer präoperativen Planung einschließlich JLCA-Korrektur	43
5	Diskussion	45
6	Zusammenfassung	53
6.1	Abstract	54

Inhaltsverzeichnis

7	Abkürzungsverzeichnis.....	55
8	Tabellenverzeichnis.....	57
9	Abbildungsverzeichnis.....	58
10	Literaturverzeichnis.....	59
11	Danksagung.....	68
12	Lebenslauf.....	69
13	Eidesstattliche Erklärung.....	70

1 Fragestellung

Postoperative Korrekturungenauigkeiten wie Über- und Unterkorrekturen stellen ein Problem bei der Planung und Durchführung von Umstellungsosteotomien im Bereich des Kniegelenkes dar. Um die Genauigkeit des postoperativ gewünschten Korrekturziels zu optimieren und die präoperative Planung zu verbessern, wurden bereits mehrere Einflussfaktoren auf Fehlkorrekturen identifiziert (Agneskirchner et al., 2006; Holschen und Lobenhoffer, 2016; Jung et al., 2013). Trotz intensiver Bemühungen der Planungsverbesserung unter Berücksichtigung der Einflussfaktoren verbleiben bei der praktischen Durchführung der Umstellungsosteotomie erhebliche Ungenauigkeiten (Schröter et al., 2012). Ein wesentlicher Faktor, der bei der Osteotomieplanung nicht ausreichend berücksichtigt wird, ist zum einen der Anteil der intraartikulären Fehlstellung und zum anderen der Anteil der Fehlstellung, der durch die laterale Bandlaxizität verursacht wird. Diese können anhand des Gelenkflächenwinkels, dem sogenannten Joint Line Convergence Angle (JLCA), abgeschätzt werden und in die präoperative Planung mit einbezogen werden. Der JLCA als Maß der intraartikulären Fehlstellung wurde mit der Rate postoperativer Fehlkorrekturen in Relation gesetzt (Ji et al., 2019; Ogawa et al., 2016; Park et al., 2020). Es wurden in der Vergangenheit bereits viele Untersuchungen durchgeführt und mathematische Formeln entwickelt, um die perioperative JLCA-Veränderung abzuschätzen. Der Hintergrund dieser Überlegung ist, dass der intraartikuläre Anteil der Fehlstellung nicht durch die extraartikuläre Osteotomie korrigiert werden sollte. Als Voraussetzung für eine Abschätzung des JLCA sind häufig zusätzliche Röntgenaufnahmen durchzuführen. Einige der vorgeschlagenen Formeln weisen zudem Einschränkungen in der klinischen Gebräuchlichkeit auf (Dugdale et al., 1992; Miniaci et al., 1989). Aus diesem Grund führten Micicoi et al. eine Gleichung ein, um die durchschnittlich zu erwartende perioperative JLCA-Veränderung abzuschätzen und diese in der Planung in Form einer Formel zu berücksichtigen. Die klinische Anwendung der publizierten Formel „JLCA-2/2“ in der Planung wurde bisher nicht validiert (Micicoi et al., 2020).

Im Rahmen der vorliegenden Dissertation wird die Hypothese aufgestellt, dass ein erhöhter präoperativer JLCA bei Verwendung der konventionellen Miniaci-Planungsmethode mit postoperativen Fehlkorrekturen verbunden ist und dass der JLCA bei der präoperativen Planung berücksichtigt werden sollte, um die Gesamtgenauigkeit der Osteotomie hinsichtlich der postoperativen angestrebten Korrektur zu verbessern.

2 Einleitung

Die kniegelenknahe Umstellungsosteotomie ist eine Therapiemöglichkeit zur Korrektur von Achsdeformitäten des Beines. Das Ziel besteht in einer Verbesserung der klinischen Schmerzsymptomatik, der Beseitigung von Bandinstabilitäten, der kosmetischen Korrektur und der Entlastung von überbeanspruchten Kniegelenkkompartimenten. Denn koronare Achsfehlstellungen, wie beispielsweise die Varus- und Valgusdeformitäten, sind neben Adipositas, prädisponierenden Sportarten und genetischen Veranlagungen, Risikofaktoren für die Entstehung einer Gonarthrose (Valdes und Spector, 2010; Spector et al., 1996). So erhöht beispielsweise eine Kombination aus Übergewicht und Varusfehlstellung das Risiko für eine Arthroseentwicklung um das Doppelte (Brouwer et al., 2007).

Bei einer Achsfehlstellung erfolgt die Kraftübertragung im Kniegelenk aufgrund von pathologischen Achsverhältnissen nicht mehr gleichmäßig. Durch diese unphysiologische Lastverteilung kommt es zu einer Überbeanspruchung einzelner Kniegelenkkompartimente mit der Folge eines vorzeitigen Knorpelverschleißes (Cicuttini et al., 2004). Dies kann entweder einzelne Gelenkflächen, wie beispielsweise das mediale, das laterale Kompartiment oder das Femoropatellargelenk, oder aber alle Kompartimente zusammen betreffen und zu einer Pangonarthrose führen (Lobenhoffer et al., 2014).

Durch die operative Veränderung der mechanischen Tragachse erfolgt eine Druckentlastung des entsprechenden Kompartiments und somit eine Risikoreduktion für vorzeitige Knorpelschäden mit konsekutiver Arthrose (Agneskirchner et al., 2007, Sharma et al., 2013). Umstellungsosteotomien sind daher als Alternative zu Schlittenprothesen bei unikompartimenteller Gonarthrose und überwiegend bei jüngeren Patientinnen und Patienten anzuwenden (Cerejo et al., 2002; McKellop et al., 1991; Schmitt et al., 2002). Auch Bandinstabilitäten können mit einer Umstellungsosteotomie adressiert werden (Mehl et al., 2020; van de Pol et al., 2009).

Die Ursachen einer Achsabweichung sind vielfältig. Neben angeborenen Faktoren, muskulären Dysbalancen, ligamentären oder posttraumatischen Ursachen können auch metabolische Erkrankungen wie zum Beispiel Rachitis ursächlich sein (Lobenhoffer et al., 2014).

2.1 Achsfehlstellung

2.1.1 Physiologische Beinachse

Zu den physiologischen Achsen der unteren Extremität gehören die anatomische und die mechanische Beinachse. Der Grundstein für die im Folgenden verwendete Nomenklatur der verschiedenen Winkel und Achsen wurde von Dror Paley gelegt, dessen Wirken wiederum auf einen Pionier der Korrekturosteotomien, Gawriil A. Ilisarow, zurückgeht. Sie wird heutzutage auch als die allgemein anerkannte Nomenklatur verwendet (Paley et al., 1994).

Die mechanische Beinachse verläuft vom Zentrum des Femurkopfes bis zur Mitte des Sprunggelenkes. Sie wird auch als Mikulicz-Linie bezeichnet. Sie schneidet das Tibiaplateau physiologischerweise etwa 4 ± 2 mm medial des Kniegelenkzentrums. Eine gerade Beinachse hat daher im gesunden Individuum eine varische Tendenz. Die Achsabweichung vom Zentrum des Kniegelenkes zur mechanischen Achsline ist die mechanische Achsabweichung, kurz MAD (Mechanical Axis Deviation). Abweichend zu der Paley-Nomenklatur, in der die Achsabweichung mittels MAD (in mm) quantifiziert wird, findet alternativ häufig der anatomische oder mechanische Varus-/Valguswinkel Anwendung, weil dieser in der Projektionsradiografie unabhängig von Vergrößerungseffekten durch den Film-Folien-Abstand ist. Die anatomischen Achsen des Femurs und der Tibia verlaufen jeweils durch die Mittellinie der Knochen. Davon zu unterscheiden ist die mechanische Beinachse. Sie verläuft durch die Mittellinie von Femur und Tibia. Die anatomische Achse der Tibia entspricht in der Regel der mechanischen Achse, mit einigen Millimetern Abweichung. Die femorale mechanische Achse verläuft vom Hüftgelenkszentrum zur Kniegelenkmitte und weicht damit deutlich von der anatomischen Femurachse ab (Paley, 2002; Galla und Lobenhoffer, 2006; Paley und Pfeil, 2000).

Anhand der folgenden Abbildung werden die einzelnen Winkel und Achsen genauer erläutert und deren physiologische Werte beschrieben (Galla und Lobenhoffer, 2006; Lobenhoffer et al., 2014).

a) Anatomische Achsen und Gelenkwinkel

- aFTW (anatomischer femorotibialer Winkel): 173° – 175°
- aLDFW (anatomischer lateraler distaler Femurwinkel): $81^{\circ} \pm 2^{\circ}$
- aMPTW (anatomischer medialer proximaler Tibiawinkel): $87^{\circ} \pm 3^{\circ}$
- aLDTW (anatomischer lateraler distaler Tibiawinkel): $89^{\circ} \pm 3^{\circ}$

b) Mechanische Achse und Gelenkwinkel

- mLDFW (mechanischer lateraler distaler Femurwinkel): $87^{\circ} \pm 3^{\circ}$
- mMPTW (mechanischer medialer proximaler Tibiawinkel): $87^{\circ} \pm 3^{\circ}$
- mLDTW (mechanischer lateraler distaler Tibiawinkel): $89^{\circ} \pm 3^{\circ}$

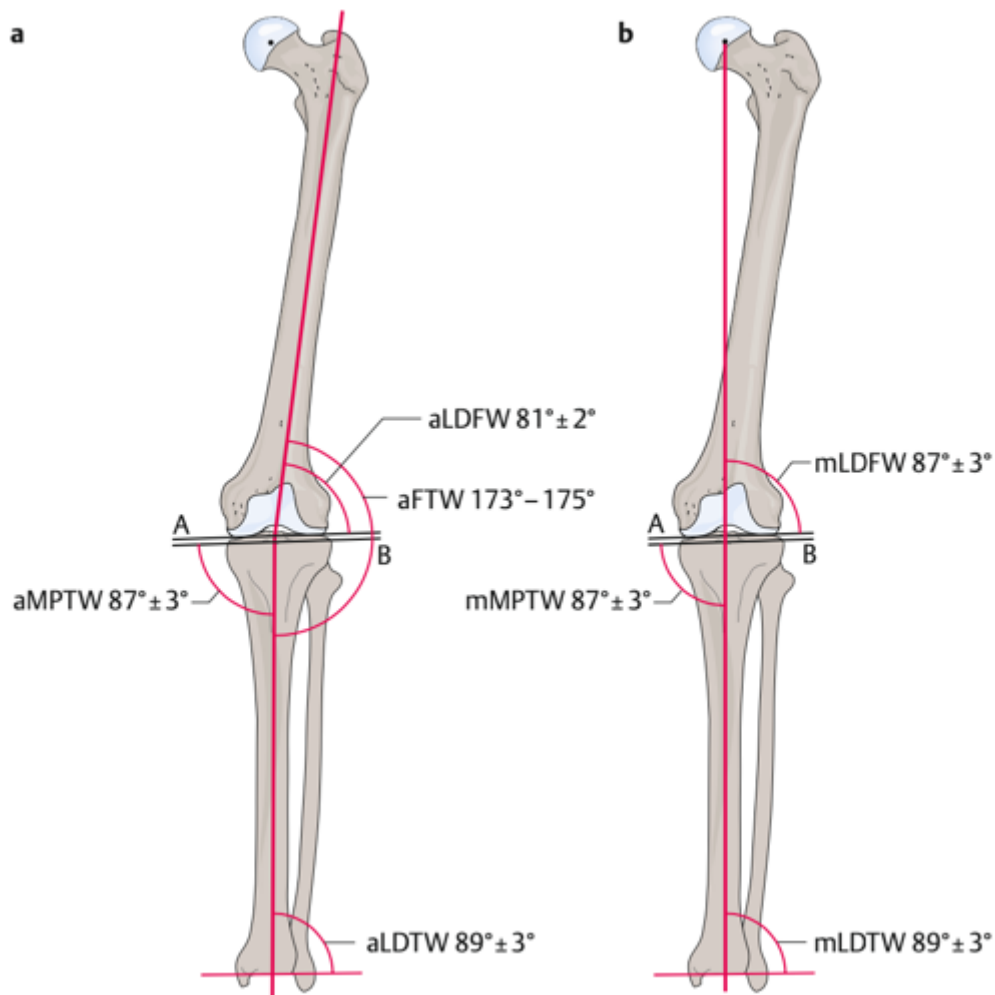


Abbildung 1: Beinachsen und Gelenkflächenwinkel in der Frontalebene

Anatomische (a) und mechanische (b) Achse und Gelenkwinkel mit den entsprechenden Normwerten.

Abbildung aus: Lobenhoffer, P., van Heerwaarden, R. & Agneskirchner, J. Kniegelenksnahe Osteotomie: Indikation-Planung-Operationstechnik mit Plattenfixateuren, 2014, Georg Thieme Verlag, Kapitel 3, S. 32.

Der JLCA (Joint Line Convergence Angle), oder auch Gelenkflächenwinkel, ist der Winkel zwischen der Femurkondylentangente und der Tibiaplateaulinie und beschreibt physiologischerweise einen Winkel mit einer medialen Konvergenz von 0–3° (Paley und Pfeil, 2000; Galla und Lobenhoffer, 2006).

Ursache für einen vergrößerten Gelenkflächenwinkel sind intra- und periartikuläre Pathologien, wie etwa ligamentäre Laxizität. So führt eine laterale Bandinstabilität oder ein Knorpelverlust im medialen Kompartiment zu einer lateral geöffneten Gelenkfläche und damit zu einem vergrößerten JLCA (Lobenhoffer et al., 2014).

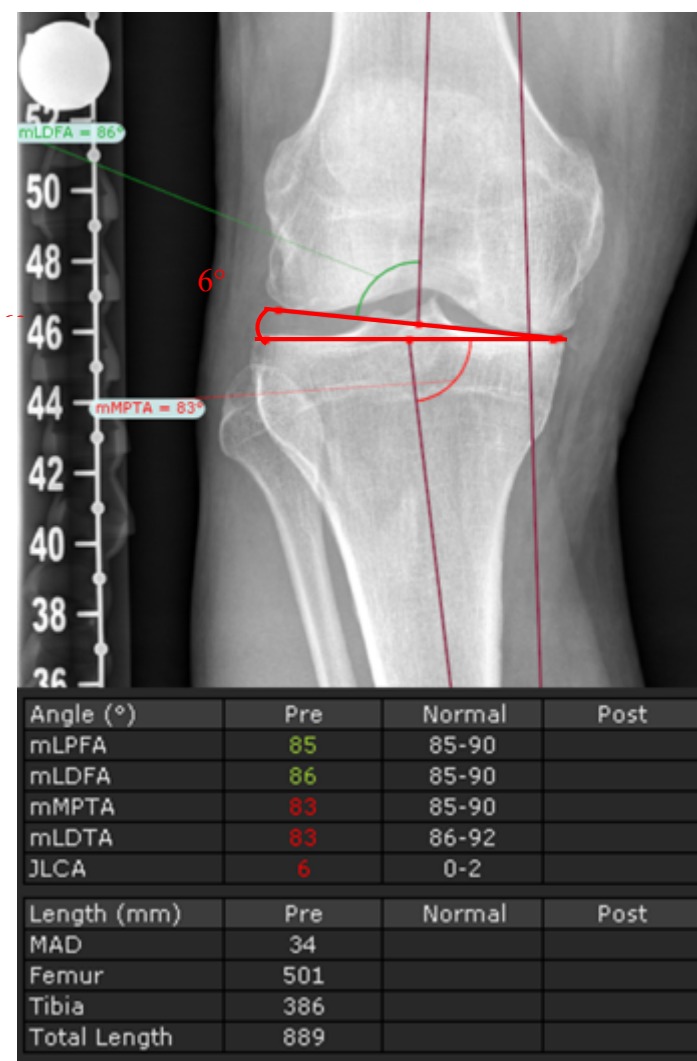


Abbildung 2: Patient mit einem JLCA von 6°

Patient mit einem nach lateral öffnenden Gelenkflächenwinkel von 6° und einem pathologischen mMPTA von 83°.

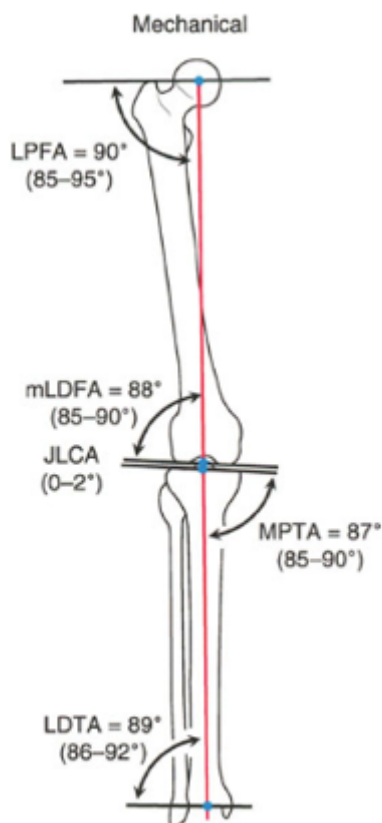


Abbildung 3: JLCA nach Paley

Joint Line Convergence Angle, mechanische Beinachse und Gelenkwinkel nach Paley. Abbildung aus Paley, D. (2002). Principles of deformity correction. Springer Science & Business Media, Kapitel 1, S. 9.

Neben den eben genannten Gelenkwinkeln, bei denen es sich um Winkel der Frontalebene handelt, gibt es auch in der Sagittal- und der Transversalebene entsprechende Winkel, die sich aus der anatomischen Krümmung der Tibia und des Femurs als Grundlage des großen Bewegungsumfanges des Kniegelenks ergeben. So ist zum Beispiel die tibiale Gelenkfläche in der Norm um 5–6° nach dorsal geneigt, der sogenannte tibiale Slope (Galla und Lobenhoffer, 2006).

2.1.2 Pathophysiologie der Achsabweichung und Deformitätenanalyse

Die Ursachen für Achsabweichungen über das physiologische Maß hinaus sind vielfältig und können mehrere Ebenen betreffen. Unter anderem sind insbesondere angeborene Faktoren, prädisponierende Sportarten, Übergewicht, muskuläre Dysbalancen, ligamentäre Instabilitäten oder posttraumatische Deformitäten der Tibia oder des Femurs ursächlich für Achsabweichungen. Die häufigsten Fehlstellungen und damit von hoher klinischer Relevanz sind Achsabweichungen in der Frontalebene, im Sinne von Varus- und

Valgusfehlstellungen (Galla und Lobenhoffer, 2006; Lobenhoffer et al., 2014). Man unterscheidet hier zwischen der konstitutionellen Varus- und Valgusfehlstellung, das heißt anlagebedingte knöcherne Formvarianten, die meistens im metaphysären Bereich der Tibia und des Femurs und damit extraartikulär liegen und sekundären Achsabweichungen, die beispielsweise durch intraartikulären Knorpelverlust oder periphere Bandinstabilitäten verursacht werden (Flörkemeier und Lobenhoffer, 2015). Dabei wird ein konstitutioneller Varus durch den „tibia bone varus angle (TBVA)“ definiert. Ein Winkel über 5° gilt dabei als pathologisch (Bonnin und Chambat, 2004; van Raaij et al., 2009).

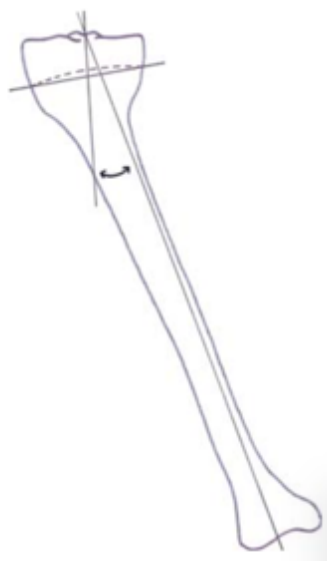


Abbildung 4: Tibia Bone Varus Angle (TBVA)

TBVA ist, ausgehend von der Eminentia intercondylaris des Tibiaplateaus zu einem Punkt in der proximalen Tibiaepiphyse ziehend, der Winkel zwischen der Linie und der mechanischen Achse der Tibia. Abbildung aus: van Raaij, T. M. Takacs, I., Reijman, M., & Verhaar, J. A. N. Varus inclination of the proximal tibia or the distal femur does not influence high tibial osteotomy outcome, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (2009) 17:390–395, publiziert online 13. Januar 2009 auf Springerlink.com.

Bei Fehlstellungen kommt es zu einer pathologischen Lastübertragung im Kniegelenk. Aus dieser Fehlbelastung resultiert ein Knorpelverlust des entsprechenden Kompartiments was zu einer zunehmenden Kniegelenksarthrose führt (Schmitt et al., 2002; Cicuttini et al., 2004). Daher stellt die Umstellungsosteotomie eine Therapieoption dar, um dieses Lastungleichgewicht zu korrigieren und so, vor allem in jüngeren Jahren, den Zeitpunkt einer endoprothetischen Versorgung zu postponieren (Agneskirchner et al., 2007).

Darüber hinaus hat eine Achsfehlstellung auch einen erheblichen Einfluss auf die Patellaführung und die Patellastabilität. So besteht beispielsweise ein Zusammenhang zwischen

einer valgischen Beinachse und einer Patellainstabilität und/oder eines Patellafehlslaufs (Maltracking) (Frosch et al., 2014).

Neben der Achsabweichung in der Frontalebene führen auch Torsionsdeformitäten zu einem Patellamaltracking mit daraus resultierenden rezidivierenden Patellaluxationen. Torsionsosteotomien nehmen daher einen wesentlichen Einfluss auf die Therapie der Patellainstabilität, sie werden jedoch häufig in Kombination mit einer Varus- oder Valguskorrektur und einer Rekonstruktion des medialen patellofemorales Ligamentes (MPFL) durchgeführt (Frosch et al., 2014; Dickschas et al., 2012).

Zudem konnte in klinischen und biomechanischen Studien nachgewiesen werden, dass knöcherne Deformitäten sowohl in der Koronarebene als auch in der Sagittalebene Einfluss auf die Spannungsverhältnisse der ligamentären Strukturen im Kniegelenk haben und sich gegenseitig beeinflussen. So kann eine Varusfehlstellung durch eine laterale Bandinstabilität verstärkt werden und zu einer Vergrößerung des JLCA führen (Petersen et al., 2019; Mehl et al., 2020; van de Pol et al., 2009). Ein erhöhter tibialer Slope führt zu einer erhöhten Spannung auf das vordere Kreuzband (VKB). Ebenso weisen Patientinnen und Patienten mit VKB-Rerupturen und Rezidivinstabilitäten signifikant häufiger eine Varusfehlstellung auf (Petersen et al., 2019).

Zur Beurteilung der Lokalisation einer Fehlstellung werden gemäß der Deformitätenanalyse nach Paley et al. die Achsen und Winkel in einer Röntgenuntersuchung im Sinne einer Ganzbeinstandaufnahme untersucht. Dies ist notwendig, da die Fehlstellung sowohl tibial, femoral, beide Röhrenknochen betreffend oder intraartikulär verortet sein kann. Als Ziel der Deformitätenanalyse ist diese Unterscheidung essenziell für die Planung einer Korrekturosteotomie, denn eine intraartikuläre Deformität sollte niemals extraartikulär korrigiert werden und umgekehrt.

Zunächst wird das Ausmaß der Achsabweichung in der Frontalebene ermittelt. Zur Bestimmung des koronaren Gesamtalignments werden der Hip-Knee-Ankle Angle (HKA) und äquivalent dazu der mechanische tibiofemorale Winkel (mTFW, alternativ mTFA) oder die mechanische Beinachse bestimmt. Unter physiologischen Gegebenheiten liegt die mechanische Beinachse 4 ± 2 mm medial des Kniegelenkszentrums (Paley und Pfeil, 2000). Ebenso zeigt sich in einer regelrechten Beinachse ein mTFW zwischen $-1,2^\circ \pm 2,2^\circ$. Eine Negativierung beschreibt varische, eine Positivierung valgische Achsabweichungen (Schröter et al., 2012). Der HKA ist definiert als der Winkel zwischen

der mechanischen Achse des Oberschenkels und des Schienbeins, der in gesunden Erwachsenen zwischen 1° und $1,5^\circ$ Varus beträgt (vgl. Abbildung 6; Hirschmann et al., 2019; Hess et al., 2019).

Eine alternative Methode zur Quantifizierung der Achsabweichung ist die von Paley et al. beschriebene mechanische Achsabweichung (MAD, in mm). Hier liegt ein Genu varum vor, wenn die mechanische Achse, vom Hüftkopfbereich ausgehend zum Sprunggelenkszentrum verlaufend, mehr als 4 ± 2 mm medial des Kniegelenkszentrums verläuft. Als signifikanter Varus wird eine mechanische Achsabweichung von > 15 mm nach medial bezeichnet. Wenn die MAD > 10 mm nach lateral beträgt, dann handelt es sich um eine Valgusfehlstellung (Paley und Pfeil, 2000; Lobenhoffer et al., 2014). Diese Methode ist jedoch, um in Millimetern messen zu können, unter anderem auf eine Skalierung der Röntgenaufnahme angewiesen und ist nicht ausreichend validiert und daher fehleranfällig (Paley et al., 1994; Paley, 2002; Lobenhoffer et al., 2014; Moreland et al., 1987; Chao et al., 1994).

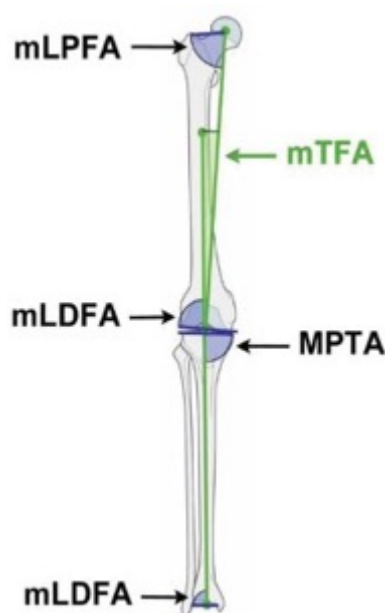


Abbildung 5: Ausrichtungparameter der unteren Extremität mit dem mTFA

Der Winkel zwischen der Verlängerung der mechanischen Tibiaachse und der mechanischen Femurachse beschreibt den mechanischen tibiofemorales Winkel (mTFW/mTFA). Abbildung aus: Schröter, S., Elson, D. W., Ateschrang, A., Ihle, C., Stöckle, U., Dickschas, J., & Harrer, J. (2017). Lower limb deformity analysis and the planning of an osteotomy. *The Journal of Knee Surgery*, 30(05), 393–408.



Abbildung 6: Hip-Knee-Ankle Angle (HKA)

Der Winkel zwischen der mechanischen Femur- und Tibiaachse ist als HKA definiert. Abbildung aus: Hess, S., Moser, L. B., Amsler, F., Behrend, H., & Hirschmann, M. T. (2019). Highly variable coronal tibial and femoral alignment in osteoarthritic knees: a systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27, 1368–1377.

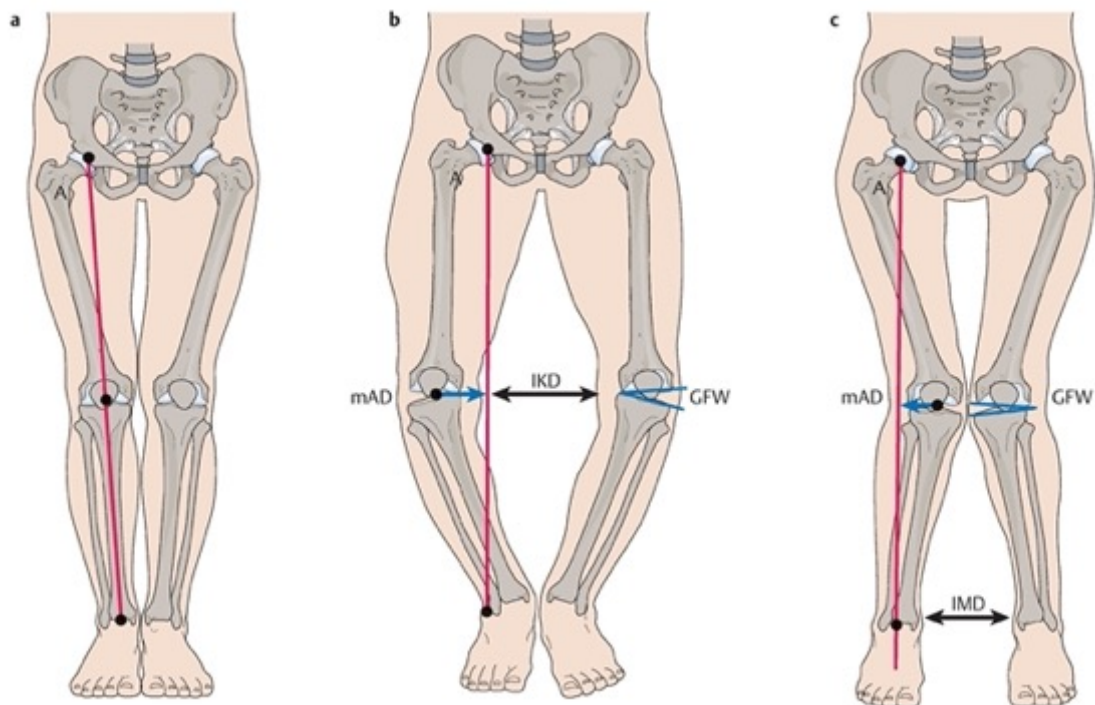


Abbildung 7: Achsfehlstellung in der Frontalebene

Neutrale Beinachse (a), Genu varum (b): MAD > 15 mm nach medial, vergrößerte Interkondylardistanz (IKD); vergrößerter, nach lateral geöffneter Gelenkflächenwinkel (GFW). Genu valgum (c): vergrößerte intermalleolare Distanz (IMD). Lobenhoffer, P., van Heerwaarden, R., & Agneskirchner, J. D. (Eds.). (2014). *Kniegelenknahe Osteotomien: Indikation – Planung – Operationstechniken mit Plattenfixateuren*. Georg Thieme Verlag, S. 38.

Anhand der gemessenen Winkel der Deformitätenanalyse lässt sich der Ort der Fehlstellung eingrenzen. Abbildung 8 zeigt ein vereinfachtes Flussdiagramm zur Beurteilung des Ortes der Fehlstellung (Paley, 2002; Paley et al., 1994; Schröter und Harrer, 2022a).

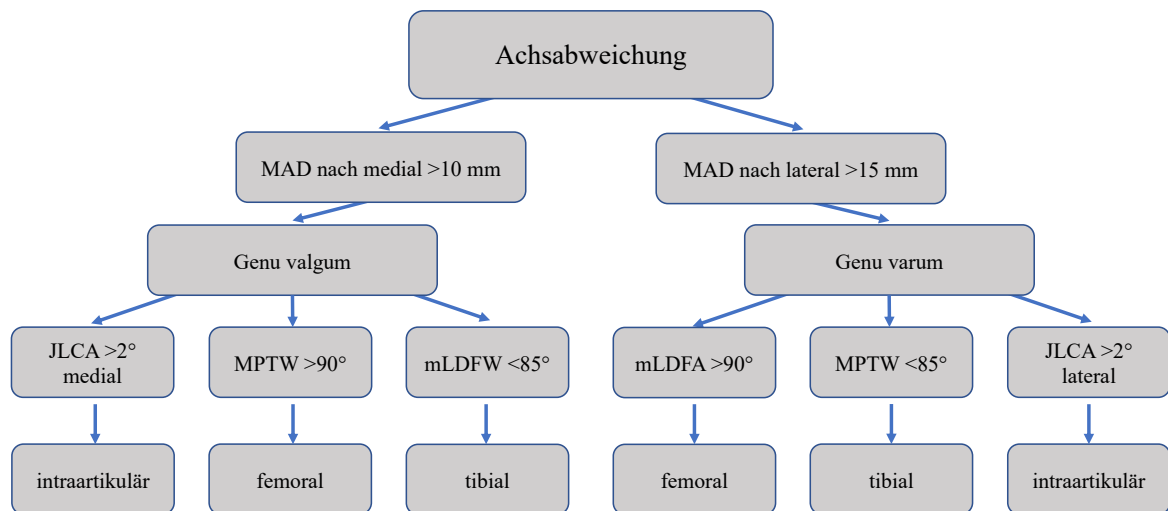


Abbildung 8: Flussdiagramm Achsabweichung

Darstellung eines vereinfachten Flussdiagramms zur Bestimmung des Ortes der Fehlstellung in der Frontalebene.

2.2 Umstellungsosteotomie

2.2.1 Entwicklung

Die Geschichte der Osteotomien geht bis auf die Antike und das Mittelalter zurück. Doch erst mit Entwicklung der Asepsis und Anästhesie wurde dieses Operationsverfahren weiter ausgebaut. Im 19. Jahrhundert wurden erste Osteotomien in Frankreich, Deutschland und den USA durchgeführt. 1854 beschrieb erstmals der deutsche Chirurg von Langenbeck die zuklappende Kniegelenkosteotomie. In den darauffolgenden Jahren und basierend auf den ersten Arbeiten von Langenbeck entwickelten Jackson, Wardle und Coventry die proximale Tibiaosteotomie weiter. Im Zuge dessen wurde die hohe zuklappende tibiale Umstellungsosteotomie nach Coventry als Goldstandard zur Behandlung der medialen Gonarthrose definiert (Esenkaya et al., 2012; Lobenhoffer et al., 2014).

In den 70er- und 80er-Jahren wurden kniegelenknahe Osteotomien durch das Aufkommen des Oberflächenersatzes nahezu vollständig vom Markt verdrängt. In den 90er-Jahren kam es dann durch ein gesteigertes Aktivitätsniveau der Bevölkerung und geänderte

Patientenansprüche zu einem gesteigerten Interesse an der hohen tibialen Umstellungsosteotomie (HTO) (Martinek und Imhoff, 2003; Kohn et al., 2013). Während zu Beginn stabilisierende Maßnahmen noch mit Knochenklammern und postoperativer Gipsruhigstellung erfolgten, konnten im Zuge der Entwicklung von winkelstabilen Plattenfixateuren die Operationstechniken im weiteren Verlauf verbessert, eine frühfunktionelle Nachbehandlung angestrebt und aufklappende Osteotomien stabil fixiert werden (Muller, 1969; Lobenhoffer et al., 2014).

Heutzutage steht eine große Auswahl an Plattenfixateuren zur Verfügung, wie beispielsweise das LOQTEQ[®]-Plattensystem der aap Implantate AG oder die TomoFix[®]-Platte der Firma DePuy Synthes.

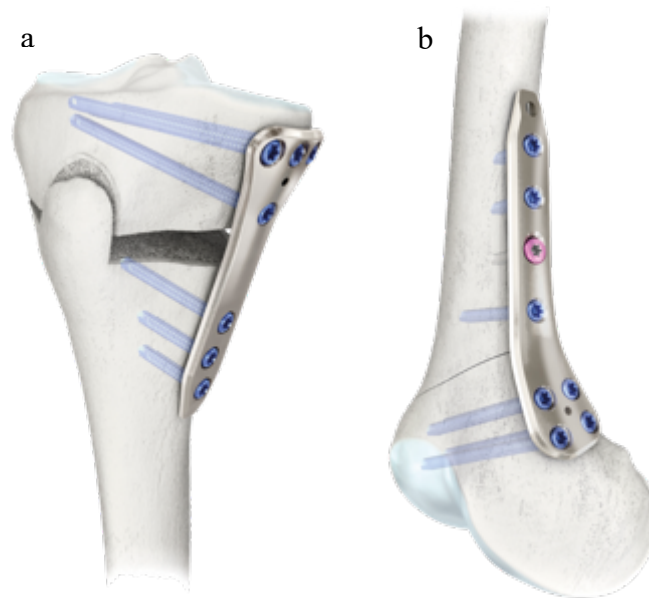


Abbildung 9: LOQTEQ[®]-Osteotomieplatte 4.5 der aap Implantate AG

Medial Open Wedge HTO (a) und medial Closed Wedge DFO (b) mit LOQTEQ[®]-Osteotomieplatte 4.5 der Firma aap Implantate AG. Produktbild freundlicherweise zur Verfügung gestellt durch die Firma aap Implantate AG.



Abbildung 10: TomoFix® – mediale Osteotomieplatte der Firma DePuy Synthes

Medial open wedge HTO mit der TomoFix® der Firma DePuy Synthes. Produktbild freundlicherweise zur Verfügung gestellt durch die Firma DePuy Synthes.

2.2.2 Ziel der Korrekturosteotomie

Das Ziel einer Umstellungsosteotomie ist, neben einer Verbesserung der klinischen Symptomatik, unter anderem Last aus den überbeanspruchten, präarthrotischen Kniegelenkkompartimenten zu verlagern und so eine Druckentlastung zu bewirken. Die Umstellungsosteotomien stellen eine Alternative zur endoprothetischen Versorgung einer bestimmten Patientenklientel dar (Lobenhoffer et al., 2014). Darüber hinaus können ligamentäre und patellare Instabilitäten adressiert werden. Um diese Ziele zu erreichen, sollte nach Paley et al. eine Umstellung am Ort der Deformität erfolgen (Paley und Pfeil, 2000; Paley et al., 1994). Ein Konsens über das Ziel der postoperativen anatomischen und mechanischen Beinachse existiert nicht und ist immer wieder Gegenstand intensiver Diskussionen (Dickschas et al., 2019; Feucht et al., 2014). Die Meinungen hinsichtlich der Korrekturziele bei valgusierenden Osteotomien variieren dabei zwischen einer neutralen Mikulicz-Linie und der Überkorrektur. Als veraltet gilt jedoch der Grundsatz, dass eine Valgusfehlstellung immer femoral und ein Varusfehlstellung immer tibial korrigiert werden sollte. Bei schwerwiegenden Varus- oder Valgusfehlstellungen, bei denen die Mikulicz-Linie in der Regel außerhalb des Gelenkes liegt, sollte eine Doppelosteotomie erwogen werden. Der mMPTW sollte postoperativ nicht $> 93^\circ$ geplant werden, um eine schräge Gelenklinie zu vermeiden, da diese zu vermehrten Schmerzen und im Verlauf zudem zu

Komplikationen bei einer möglichen endoprothetischen Versorgung führen könnte (Dickschas et al., 2019; Nakayama et al., 2018; Schröter und Harrer, 2022b).

Als Parameter zur Bestimmung der prä- und postoperativen Beinachse wird die Mikulicz-Linie angesehen. In einer Studie von Fujisawa et al. von 1979 wurde die Qualität des Knorpels von Patientinnen und Patienten nach HTO arthroskopisch beurteilt. Dabei war eine Regeneration von Knorpeldefekten zu beobachten, wenn die postoperative Beinachse im lateralen Tibiaplateau, sprich 30–40 % lateral vom Kniegelenkszentrum liegt (Fujisawa et al., 1979). Daran angelehnt empfahl auch Miniaci, auf 60–70 % (medial 0 % und lateral 100 %) der Breite des Tibiaplateaus zu planen (Miniaci et al., 1989).

Je nach verfassender Person variieren die Angaben der optimalen Lager der postoperativen Tragachse und die angestrebten Korrekturwinkel (Lobenhoffer et al., 2014; Pape et al., 2004).

2.2.3 Operationsplanung und -techniken

Zur Planung einer Umstellungsosteotomie stehen unterschiedliche Methoden zur Verfügung. Grundvoraussetzung hierfür ist neben der Anamnese und einer ausführlichen klinischen Untersuchung die Bildgebung, bei der auf eine korrekte Aufnahmetechnik und Durchführung der Ganzbeinstandaufnahme zu achten ist. Auf die Ganzbeinstandaufnahme wird im Abschnitt 3.1.1 ausführlicher eingegangen.

Im Verlaufe der Zeit und mit der Entwicklung von Softwaresystemen haben digitale Planungsprogramme Einzug in die Osteotomieplanung gehalten, die jedoch stets auf einer analogen Planung anhand von Röntgenbildaufnahmen basieren. Bei komplexen Deformitätenplanungen zeigen Letztere jedoch ihre Grenzen.

Im Folgenden wird anhand der Abbildung 11 und Abbildung 12 schrittweise die analoge Planung nach der 1989 beschriebenen Methode von Miniaci et al. am Beispiel einer öffnenden tibialen Umstellungsosteotomie erläutert (Miniaci et al., 1989; Schröter und Harrer, 2022a).

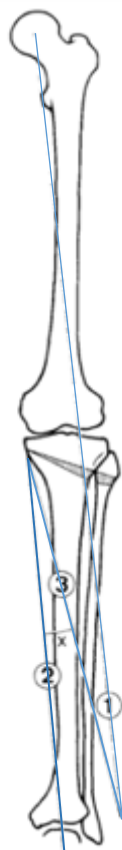


Abbildung 11: Planung einer lateralen öffnenden HTO nach Miniaci

Die Linie 1 stellt die gewünschte Belastungsachse nach Korrektur dar. Sie beginnt in der Mitte des Femurkopfes und verläuft durch das laterale Tibiaplateau (30–40 % des lateralen Tibiaplateau). Die Linie 2 verläuft vom Drehpunkt an der lateralen Tibiakortikalis zur Talusmitte. Die Linie 3 verbindet den Drehpunkt mit der Linie 1 und endet dort, wo die voraussichtliche Position des Knöchelzentrums sein wird. Der Winkel x , der sich aus den Linien 2 und 3 ergibt, beschreibt das gewünschte Korrekturausmaß. Abbildung aus Miniaci, A., Ballmer, F. T., Ballmer, P. M., & Jakob, R. P. (1989). Proximal Tibial Osteotomy: A New Fixation Device. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976–2007), 246, 250–259.

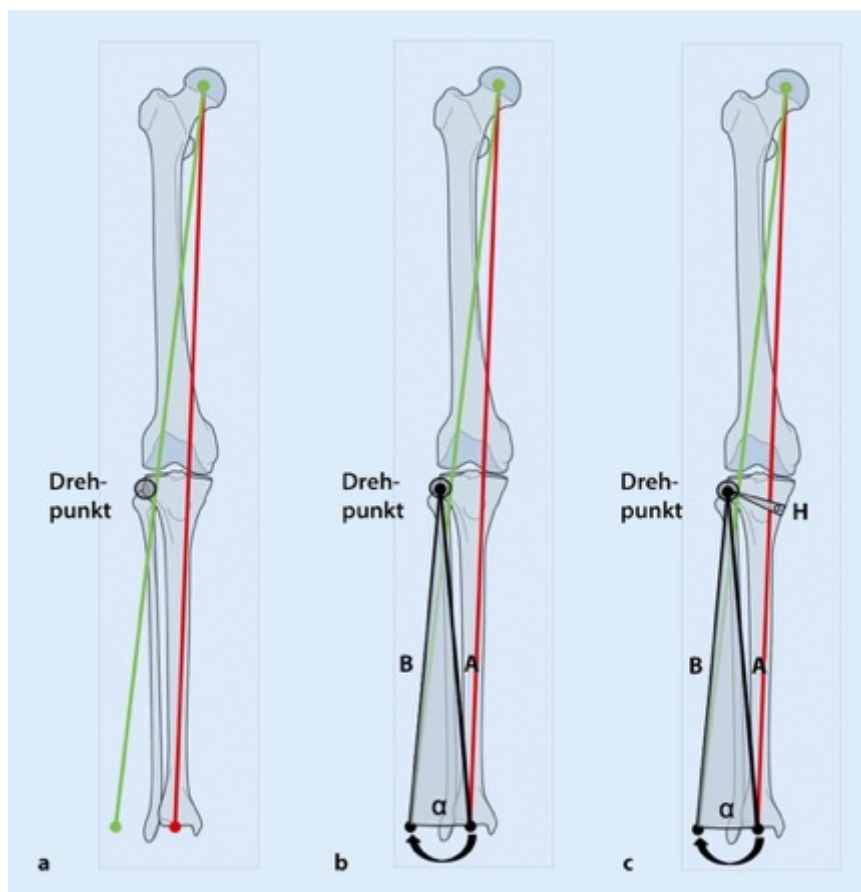


Abbildung 12: Planung einer medial öffnenden tibialen Osteotomie

Detailbeschreibung im Text. Rote Linie: mechanische Tragachse; grüne Linie: geplante Mikulicz-Linie; Linie A und B formen den Korrekturwinkel α , H: Keilbasishöhe. Abbildung aus Schröter, S., & Harrer, J. (2022). Analyse der Beingeometrie bei komplexen Beindeformitäten. *Knie Journal*, 4(1), 4–19.

Die Planung erfolgt in der Frontalebene anhand einer Ganzbeinstandaufnahmen und unter Berücksichtigung der Arbeit von Fujisawa et al. Daran angelehnt empfahl Miniaci, als postoperatives Ziel den Schnittpunkt der mechanischen Tragachse auf 60–70 % der Gesamtbreite des Tibiaplateaus anzusetzen (medial 0 %, lateral 100 %) (Fujisawa et al., 1979; Miniaci et al., 1989).

Zunächst werden die aktuelle mechanische Tragachse (rote Linie, Abbildung 12) und anschließend die geplante Mikulicz-Linie (grüne Linie, Abbildung 12), die das Tibiaplateau bei 60–70 % schneidet, eingezeichnet. Anschließend wird das Drehzentrum, der sogenannte Hinge-Punkt der Osteotomie definiert. Dieser liegt auf Höhe der Fibulakopfspitze, jedoch einen knappen Zentimeter medial der lateralen Tibiakortikalis. Von dort aus wird eine Verbindungslinie zum Talusmittelpunkt gezogen (Linie A, Abbildung 12). Es ergibt sich aus der Linie A und der geplanten Mikulicz-Linie ein Winkel α . Dieser Winkel wird anschließend an die mediale Kortikalis der Tibia projiziert, wo dort nun die Höhe H an

kalibrierten Röntgenbildern gemessen werden kann. Daraus ergibt sich schließlich die Keilbasishöhe der Osteotomie (Miniaci et al., 1989; Schröter und Harrer, 2022a). Es existieren zudem verschiedene Erweiterungen und Anpassungen an patientenspezifische Gegebenheiten (Jakob und Jacobi, 2004).

Nach dem Grundsatz von Paley soll die Umstellungsosteotomie am Ort der Deformität durchgeführt werden. Diese kann grundsätzlich am Femur oder an der Tibia sowie öffnend, geschlossen, lateral oder medial durchgeführt werden. Auch eine Kombination der erwähnten Möglichkeiten ist realisierbar. Zur Behandlung einer lateralen Gonarthrose hat sich üblicherweise die varisierende Femurosteotomie durchgesetzt. Bei medialer Gonarthrose wird eine lateral schließende oder medial aufklappende valgisierende Tibiakopfosteotomie durchgeführt (Paley et al., 1994; Pape et al., 2004).

Die häufigste Fehlstellung der Beinachse ist die hohe tibiale Varusfehlstellung bei medialer Kniegelenkarthrose. Wie eingangs erwähnt, gibt es unterschiedliche Techniken, die sogenannte schließende („closed-wedge“) und die öffnende („open-wedge“) Osteotomie. Bei der lateral schließenden Osteotomie erfolgt die Entnahme eines Knochenkeils, wobei jedoch zu erwähnen ist, dass hierbei eine Mobilisation im tibiofibularen Gelenk notwendig sein kann, die wiederum das Risiko für Komplikationen, wie beispielsweise einer Peroneusschädigung, einer iatrogenen lateralen Instabilität oder einer Fibulapseudarthrose, erhöht (Lobenhoffer et al., 2014).

Dem gegenüber steht die medial öffnende Osteotomie. Die oben genannten Risiken der lateral öffnenden Osteotomie entfallen hierbei. Der Vorteil ist, dass diese Technik minimalinvasiver ist und dass die Keilbasishöhe und die tibiale Neigung („tibialer Slope“) leichter korrigiert werden können. Der Osteotomiespalt wird je nach Spaltgröße mit Fremdknochen, autologem Knochen oder Knochenersatzmaterialien aufgefüllt (Lobenhoffer et al., 2014).

In der Regel werden biplanare Osteotomien durchgeführt, die einen günstigeren Effekt auf die Knochenheilung haben (Pape et al., 2014).

Die digitale Planung anhand einer Planungssoftware wird im Abschnitt 3.2 genauer erläutert.

2.2.4 Operationstechnik HTO

Im Folgenden wird die Operationstechnik HTO exemplarisch an der am häufigsten durchgeführten valgusierenden öffnenden Tibiakopfosteotomie dargestellt, wobei zu beachten ist, dass je nach operierender Person einzelne Operationsschritte variieren können. Mit dem Aufkommen der winkelstabilen Plattenosteosynthesen ist die bis zu dem Zeitpunkt am häufigsten durchgeführte schließende Osteotomie durch die öffnende ersetzt worden.

Die Vorteile der öffnenden Osteotomie sind kürzere Operationszeiten und weniger Risiken hinsichtlich einer möglichen Verletzung der Peronealnerven.

Der eigentlichen Umstellungsosteotomie voran geht eine diagnostische und gegebenenfalls auch eine therapeutische Arthroskopie. Anschließend wird die eigentliche Umstellung in Rückenlage durchgeführt. Über einen medialen Hautschnitt kranial des Pes anserinus erfolgen die Präparation auf die anteromediale Tibia und Darstellung der Fasern des Pes anserinus sowie der oberflächlichen Fasern des medialen Kollateralbandes. Nachfolgend wird die Höhe der Osteotomie etwas kranial des Pes anserinus festgelegt. Der Abstand des Osteotomiespaltes zum Tibiaplateau sollte so gewählt werden, dass entsprechend des Plattenfixateurs ausreichend Platz für die kranialen Verriegelungsschrauben vorhanden ist. Bei der Verwendung der TomoFix[®]-Platte empfiehlt der Hersteller DePuy Synthes einen Abstand 30 mm vom Tibiaplateau zur Osteotomieebene. Nachfolgend werden zwei Kirschner-Drähte unter Durchleuchtung in Richtung des Tibiofibulargelenkes bis kurz vor die Gegenkortikalis eingebracht, sie geben die Richtung der Osteotomie vor.

Unter Schutz des dorsalen Gefäß- und Nervenbündels erfolgt der Sägeschnitt, wobei das mediale Kollateralband zuvor partiell abgelöst wird („mediale Release“). Das Ablösen des medialen Kollateralbandes ist für die Druckentlastung im medialen Kompartiment von entscheidender Bedeutung. Dann wird unter Durchleuchtungskontrolle und Spülung, um der Hitzeentwicklung und potenzieller Osteonekrosen entgegenzuwirken, gesägt. Das Sägeblatt ist parallel zum tibialen Slope ausgerichtet. Circa 10 mm vor der Gegenkortikalis sollte die Osteotomie enden. Es erfolgt eine biplanare Osteotomie. Hier gibt es ebenfalls zwei Optionen: Entweder wird die Osteotomie nach proximal unter das Ligamentum patellae oder nach distal unterhalb der Tuberositas tibiae ausgeleitet. Die Öffnung erfolgt dann langsam und schrittweise mit dem Osteotomiespreizer auf die zuvor geplante Höhe.

Die intraoperative Höhe kann direkt gemessen werden. Alternativ kann die neue Mikkulicz-Linie intraoperativ unter Durchleuchtung mit einer Messstange, die über dem Hüftkopffzentrum und der Sprunggelenksmitte platziert wird, sowie unter axialer Last auf das Bein kontrolliert werden. Häufig wird jedoch auch das Kauterkabel zur Messung der neuen mechanischen Beinachse verwendet. Beiden Methoden liegt ein erheblicher Ungenauigkeitsfaktor zugrunde, weshalb diese Methode von vielen Autorinnen und Autoren nicht empfohlen wird (Holschen und Lobenhoffer, 2016). Abschließend erfolgt die Osteosynthese von anteromedial mittels winkelstabilem Plattenfixateur (Niemeyer, 2021; Lobenhoffer et al., 2014).

2.2.5 Distale Femurosteotomie und Doppelosteotomie

Neben tibialen Umstellungsosteotomien gibt es die Möglichkeit der distalen Femurosteotomie und der Doppelosteotomie. Dabei sollte bei schwerer Varus- oder Valgusfehlstellung, wenn diese sowohl tibial als auch femoral bedingt ist, eine Doppelosteotomie in Erwägung gezogen werden. Das Ziel der Doppelosteotomie besteht darin, postoperativ möglichst physiologische Gelenkwinkel am distalen Femur und der proximalen Tibia zu erzielen, um eine schiefe Gelenkfläche zu vermeiden, was zu einem klinisch besseren Ergebnis führt. Denn eine isolierte tibiale oder femorale Umstellung bei einer ausgeprägten Achsabweichung kann zu einer schräg verlaufenden Gelenklinie, auch Joint Line Obliquity (JLO) genannt, führen (Akamatsu et al., 2022), wodurch die Scherkräfte auf die Gelenkfläche erhöht werden und sich letztendlich neue Beschwerden, Apoptose der Chondrozyten und Probleme bei einer zukünftigen potenziellen endoprothetischen Versorgung einstellen können (Dickschas et al., 2019; Nakayama et al., 2018). Die Bedeutung und Verbreitung der distalen Femurosteotomie (DFO) hat im Verlauf der Zeit zugenommen, sie hat jedoch nicht denselben Stellenwert wie die HTO. Grund dafür ist, dass Valgusgonarthrosen seltener auftreten und femorale Fehlstellungen als Ursache von Varusdeformitäten ebenfalls seltener sind (Brinkman et al., 2014).

Bei einem mLDFW $> 90^\circ$ besteht die Indikation zur distalen Femurosteotomie. Zudem sollte bei einer HTO mit einem geplanten mMPTW $> 93^\circ$ ($> 95\%$) je nach Autorin bzw. Autor eine Doppelosteotomie erwogen werden (Schröter et al., 2020; Nakayama et al., 2018).

2.2.6 Komplikationen der Korrekturosteotomie

Neben chirurgischen Komplikationen wie etwa Wundinfektionen, perioperativem Blutverlust und Thrombosen gibt es spezifische Komplikationen der kniegelenknahen Osteotomie. Da Umstellungsosteotomien nicht wie Endoprothesen systematisch und regelmäßig in spezifischen Datenregistern erfasst werden, beruhen die Angaben von Komplikationen in der Regel auf Fallserien. Daher variieren die Häufigkeitsangaben deutlich, auch je nach entsprechender Definition der Komplikationen (Ner et al., 2022; Shivji et al., 2021; Miettinen et al., 2022).

Neben Gefäß- und Nervenschädigungen, die durch die anatomische Lagebeziehung von neurovaskulären Strukturen zum Ort der durchzuführenden Osteotomie entstehen, gehören Korrekturverluste und Materialversagen zu den spezifischen Komplikationen. Mit der Einführung der winkelstabilen Platten sind die osteosynthesespezifischen Schwierigkeiten jedoch zurückgegangen (van den Bekerom et al., 2008; Staubli, 2014; Woodacre et al., 2016). Verzögerte Knochenheilung ist bei korrekt durchgeführten Osteotomien eher selten. Es gibt jedoch prädisponierende Faktoren für eine verzögerte Knochenheilung, wie zum Beispiel ein großer Öffnungswinkel oder instabile, durch dislozierte Hingefrakturen bedingte Osteotomien (Hartz et al., 2019; Han et al., 2019).

Die sogenannten Hingefrakturen („hinge“, deutsch: Scharnier) gehören zu den am häufigsten auftretenden spezifischen Komplikationen. In der Literatur werden Raten von 11–35 % Frakturen der lateralen Kortikalis bei medial öffnenden Osteotomien angegeben. CT-Studien zeigen sogar, dass in bis zu 60 % der Fälle Scharnierfrakturen vorlagen, die zuvor nativradiologisch nicht nachgewiesen werden konnten (Nha et al., 2021; Lee et al., 2019). Der Ort des Drehzentrums liegt je nach Art der Osteotomie am medialen oder lateralen Kortex. Beim Sägen sollte die Gegenkortikalis intakt bleiben, um so eine stabile Osteotomie zu ermöglichen. Dazu sollte auch während des Aufspreizens schrittweise vorgegangen werden, um die Elastizität des Knochens auszunutzen und so die Rate der Hingefrakturen zu reduzieren. Grundsätzlich sollte bei der medial öffnenden Osteotomie der Sägeschnitt bis maximal 1 cm auf die Gegenkortikalis erfolgen (Schröter et al., 2014).

Von entscheidender Bedeutung für das postoperative Ergebnis und die Zufriedenheit der Betroffenen ist die Genauigkeit der Osteotomie. Fehlkorrekturen in Form von Unter- und Überkorrekturen sind dabei von besonderer Bedeutung (Dowd et al., 2006; Tsuji et al., 2020). Trotz präoperativer Planung und operativer Präzision gelingt es teilweise nicht,

das gewünschte und präoperativ geplante Korrekturziel zu erreichen. Dabei gibt es weiterhin keinen eindeutigen Konsens über das angestrebte Korrekturziel, das heißt den optimalen Schnittpunkt der mechanischen Tragachse mit dem Tibiaplateau (Schelker et al., 2022; Hernigou et al., 1987).

Die Häufigkeitsangaben der Über- und Unterkorrekturen variieren in der Literatur, bedingt durch unterschiedliche Definitionen. Dabei werden Überkorrekturraten von bis zu 40 % angegeben (Goshima et al., 2019; Tsuji et al., 2020).

Lee et al. definierten in ihrer Studie eine Überkorrektur anhand des Schnittpunktes der mechanischen Tragachse mit dem Tibiaplateau, wobei ein Schnittpunkt bei $> 67\%$ des Tibiaplateaus (medial 0 %, lateral 100 %) als Überkorrektur gewertet wurde (Lee et al., 2022). Goshima et al. definierten eine Überkorrektur anhand des medialen proximalen Tibiawinkels: ein MPTW $\geq 95^\circ$ galt hier als Überkorrektur (Goshima et al., 2019).

Neben Über- und Unterkorrekturen in der Frontalebene kann es auch zu unbeabsichtigten Änderungen des tibialen Slopes sowie zu Fehlrotationen bei uniplanaren femoralen Osteotomien kommen (Moon et al., 2015; Marti et al., 2004).

Großen Einfluss auf Fehlkorrekturen hat die Bandlaxizität im Kniegelenk. Grundsätzlich erfolgt die Korrektur bei der HTO durch eine knöcherne Korrektur der proximalen Tibia oder des distalen Femurs. Ein gewisses Maß der Korrektur ist jedoch von den, das Kniegelenk umgebenden, Weichteilstrukturen und der lateralen und medialen Bandspannung abhängig. Das Ausmaß dieses Weichteileinflusses zeigt sich vor allem in der Veränderung des JLCA (Imhoff et al., 2004; Park et al., 2020). So können Varusfehlstellungen in der Frontalebene durch eine lateral verminderte Bandspannung verstärkt werden und zu einem positiven JLCA führen (Petersen et al., 2019).

2.2.6.1 Genauigkeit der Osteotomie

Bei den kniegelenknahen Umstellungsosteotomien besteht nach wie vor ein erheblicher Mangel in Bezug auf die Genauigkeit des postoperativ angestrebten Ziels. In zwei Studien von Schröter et al. konnte die vorgegebene Planungsgenauigkeit von $\pm 1,5^\circ$ (prä- versus postoperativer mTFA) trotz Navigationsassistenz nicht erreicht werden (Schröter et al., 2012; Schröter et al., 2016). Neben der knöchernen Deformität spielen, wie bereits erwähnt, die intraartikuläre Fehlstellung und die Bandlaxizität eine erhebliche Rolle, wobei die mediale und/oder laterale Bandspannung in der Planung berücksichtigt werden sollte.

Um eine bessere Vorhersage bezüglich des postoperativ gewünschten Korrekturziels bereits präoperativ treffen zu können, wurden bereits mehrere Einflussfaktoren identifiziert (Holschen und Lobenhoffer, 2016; Jung et al., 2013; Yoon et al., 2016). So konnte unter anderem der JLCA als Maß zur Abschätzung der intraartikulären Fehlstellung mit postoperativen Fehlkorrekturen in Verbindung gebracht werden (Dugdale et al., 1992; Ji et al., 2019; Park et al., 2020; Ogawa et al., 2016).

Darüber hinaus wurden in vorangegangenen Studien bereits Versuche unternommen, um die perioperative JLCA-Veränderung abschätzen und mittels Formeln während der Planung berücksichtigen zu können. So publizierten Dugdale und Noyes bereits 1992 komplexe mathematische Korrekturformeln, mit denen der JLCA planerisch einbezogen werden kann (Dugdale et al., 1992). Viele dieser Methoden benötigen jedoch weitere Röntgenbilder, wie Stressaufnahmen, oder haben ihre Einschränkungen in der klinischen Gebräuchlichkeit (Lee et al., 2022; Ogawa et al., 2016; Na et al., 2021; Wang et al., 2020).

Micicoi et al. stellten eine vereinfachte Gleichung mit der Bezeichnung „JLCA-2/2“ vor, die die durchschnittliche JLCA-Veränderung von prä- zu postoperativ angibt und in der Planung Berücksichtigung finden sollte. Ihre klinische Anwendung wurde bisher jedoch nicht validiert (Micicoi et al., 2020).

3 Material und Methode

3.1 Patientenkollektiv

Es erfolgte eine retrospektive Analyse von Patientendaten mit Varusfehlstellungen, die im Zeitraum von 2016 bis 2020 in der Asklepios Klinik St. Georg und im Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf eine Umstellungsosteotomie erhalten haben. Die Operationsindikationen für eine valgusierende Korrekturosteotomie waren unikompartimentelle Gonarthrose und fokale Knorpelschäden mit begleitenden Knorpelreparaturverfahren. Korrekturen aufgrund von Bandverletzungen wurden ebenso ausgeschlossen wie Patientinnen und Patienten mit intraoperativen Hingefrakturen, da diese die Planungsgenauigkeit unabhängig vom JLCA wesentlich beeinflussen können.

Ausgeschlossen wurden zudem unvollständige digitalisierte Akten mit fehlenden postoperativen Ganzbeinstandaufnahmen, Doppelosteotomien, distale Femurosteotomien, malrotierte Röntgenbilder, Betroffene mit vorangegangenen Operationen, die zu einer Fehlausrichtung der unteren Extremität führten, sowie vorangegangener Sprunggelenks- oder Kniegelenkersatz und posttraumatische Deformitäten.

Im Vorfeld der Dissertationsarbeit wurde eine Beurteilung des Projektvorhabens durch die Ethikkommission der Ärztekammer Hamburg eingeholt (WF180/20), nach der bei der Verwendung anonymisierter Daten keine weitere Beratung für die Durchführung der Dissertationsarbeit notwendig war.

3.1.1 Ganzbeinstandaufnahme

Die digitale Planung der Osteotomien erfolgte mit der Planungssoftware TraumaCad[®] von Brainlab (Brainlab, München, Deutschland) und Sectra orthopedics 2D planning system (Sectra, Linköping, Schweden). Die Grundlage der virtuellen Planung einer Korrekturosteotomie mit den Planungsprogrammen waren die prä- und postoperative Ganzbeinstandaufnahme.

Zunächst erfolgte die Bewertung der Qualität der Ganzbeinstandaufnahme, da die Aufnahmequalität von entscheidender Bedeutung für die Planung und Durchführung der Korrekturosteotomie ist. Fehlrotierte Röntgenbilder führen zu Fehlmessungen im koronaren Alignment (Ahrend et al., 2021). Zu den Bewertungskriterien gehören unter anderem die Skalierung. Diese ist erforderlich zur Kalibrierung des Bildes in der Planungssoftware

und sollte auf Höhe des zu untersuchenden Körperteils, in diesem Fall auf Höhe des Kniegelenks liegen, um Projektionsfehler bei differierenden Positionen zu vermeiden (Lobenhoffer et al., 2014; Radtke et al., 2021; Ahrend et al., 2021; Pape et al., 2004). Des Weiteren sollten der Femurkopf und der Talus vollständig abgebildet sein. Es ist auf die genaue Ausrichtung des Femurs zu achten, wobei sowohl der Trochanter major als auch der Trochanter minor zu sehen und die Femurkondylen symmetrisch abgebildet sein sollten. Darüber hinaus ist eine korrekte Patellausrichtung wichtig. Nach Paley et al. sollte diese, ungeachtet der Fußstellung, mittig zwischen den Femurkondylen platziert sein. Um eine zentrierte Patellausrichtung zu erreichen, ist der Fuß in der Regel um 10° nach innen rotiert. Das Tibiaplateau sollte gleichmäßig dargestellt und das Tibiofibulargelenk nicht vollständig einsehbar sein. Der Fibulakopf wird zu ungefähr einem Drittel durch die Tibia bedeckt (Lobenhoffer et al., 2014; Paley et al., 1994; Radtke et al., 2021; Schröter und Harrer, 2022a).

Bei den postoperativen Ganzbeinstandaufnahmen wurde in unsere Studie zusätzlich auf den Zeitpunkt der Durchführung geachtet. Die Aufnahme sollte mindestens sechs Wochen postoperativ erfolgen, um ein mögliches Streckdefizit durch Teilbelastung der unteren Extremität auszuschließen. Patientinnen und Patienten, deren Ganzbeinstandaufnahmen zu einem früheren Zeitpunkt angefertigt worden sind, fehlrotiert waren oder für die ein Streckdefizit dokumentiert war, wurden ausgeschlossen.

Die Abbildung 13 zeigt im folgenden Beispiele für fehlerhafte Ganzbeinstandaufnahmen.



Abbildung 13: Fehlerhafte Ganzbeinstandaufnahme

A: nicht vollständig dargestellter Femurkopf, Messkugel sollte optimaler Weise auf Kniegelenkhöhe platziert werden. B und C zeigen dieselbe Patientin. In C ist das Femur innenrotiert und die Patella nicht zentriert.

3.2 Digitale Planung der Osteotomie

Es erfolgte eine virtuelle Planung der Umstellungsosteotomie mithilfe der Planungssoftware TraumaCad® für erkrankte Personen des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf und mit dem Sectra orthopedics 2D planning system für Betroffene an der Asklepios Klinik St. Georg.

Bei TraumaCad® und äquivalent dazu beim Sectra 2D planning system handelt es sich um Computerprogramme, die verschiedene Module zur präoperativen Planung anbieten. Neben Modulen zur Planung von Hüftgelenkendo- und Knieprothesen, gibt es auch ein entsprechendes Tool zur digitalen Planung von Umstellungsosteotomien.

Gemäß dem Bedienungstool wird zunächst die Kalibrierung der Röntgenaufnahme durchgeführt. Anschließend erfolgt die schrittweise Markierung der knöchernen Referenzpunkte. Dafür werden einzelne anatomische Landmarken vorgegeben und diese wie in Abbildung 14 dargestellt markiert.

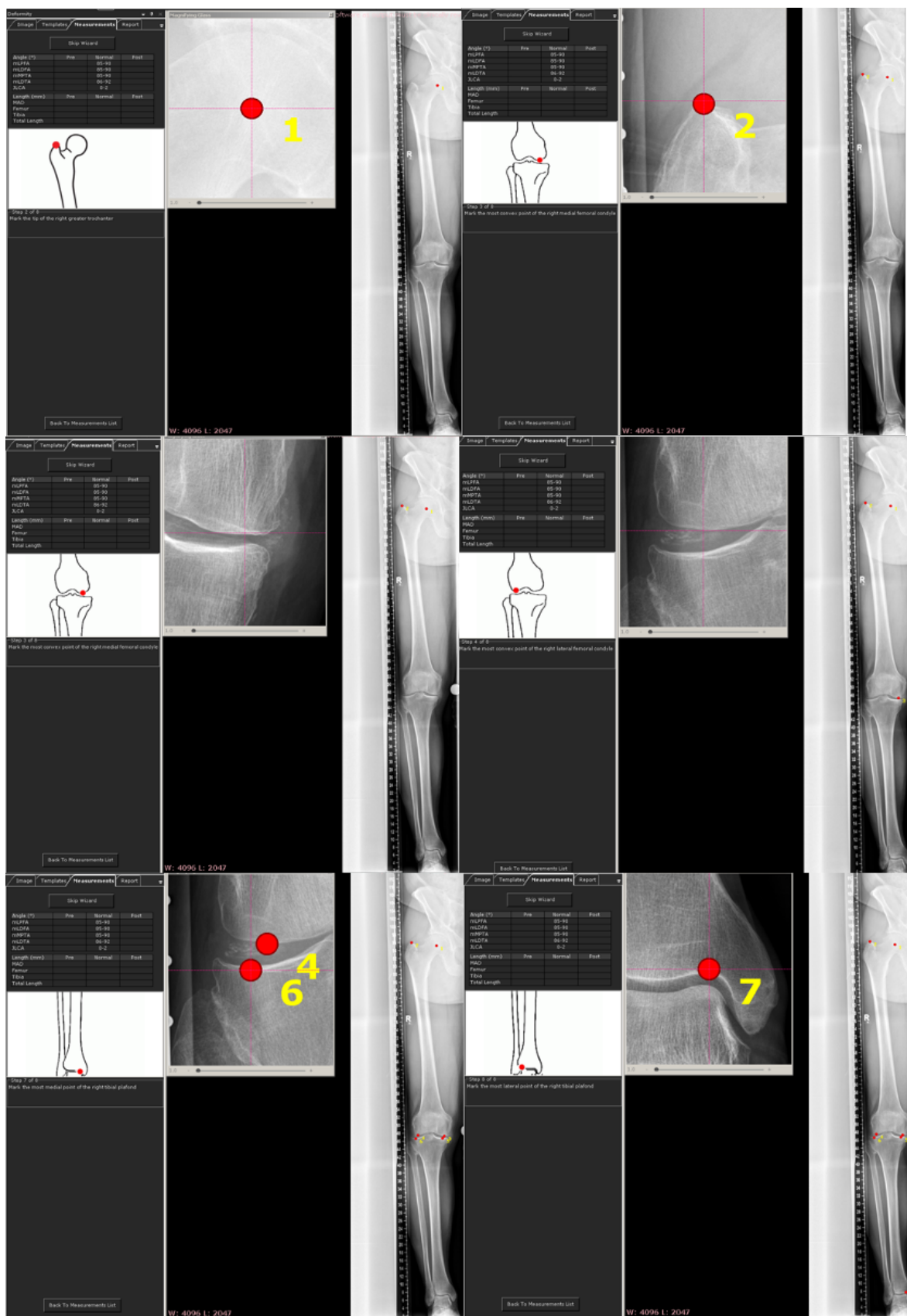


Abbildung 14: Digitale Planung

Der Reihe nach erfolgen die Markierung des Femurkopfzentrums, der Trochanter Spitze, der medialen Femurkondyle, der lateralen Femurkondyle, des medialen Tibiaplateaus, des lateralen Tibiaplateaus und anschließend der distalen Tibia medial und lateral.

Nachdem die Landmarken gesetzt worden sind, werden automatisch die Winkel der Nomenklatur von Paley et al. entsprechend in der Frontalebene gemessen und in einer Tabelle in Vergleich zu den Normwerten der Literatur gesetzt. Die gesetzten Landmarken können manuell noch genauer positioniert und korrigiert werden. Es werden unter anderem die mechanische Tragachse, die anatomische Achse des Femurs und der Tibia, MPTA, LFTA und JLCA gemessen. Zusätzlich erfolgt die manuelle Messung der mTFA, der MAD, des Schnittpunktes der mechanischen Tragachse mit dem Tibiaplateau (in %, medial 0 % nach lateral 100 %), sowie der Schrägheit der Kniegelenklinie, der sogenannten Joint Line Obliquity (JLO). Die JLO beschreibt einen Winkel, der von einer Linie parallel zum Boden und einer Linie parallel zu den Tibiakondylen gebildet wird. Physiologischerweise ist dieser bei normwertigen Gelenkwinkeln neutral. Eine pathologische JLO, das heißt eine schräge Gelenklinie, erhöht die Scherkräfte im Kniegelenk und sollte daher vermieden werden (Oh et al., 2016; Wang et al., 2021).

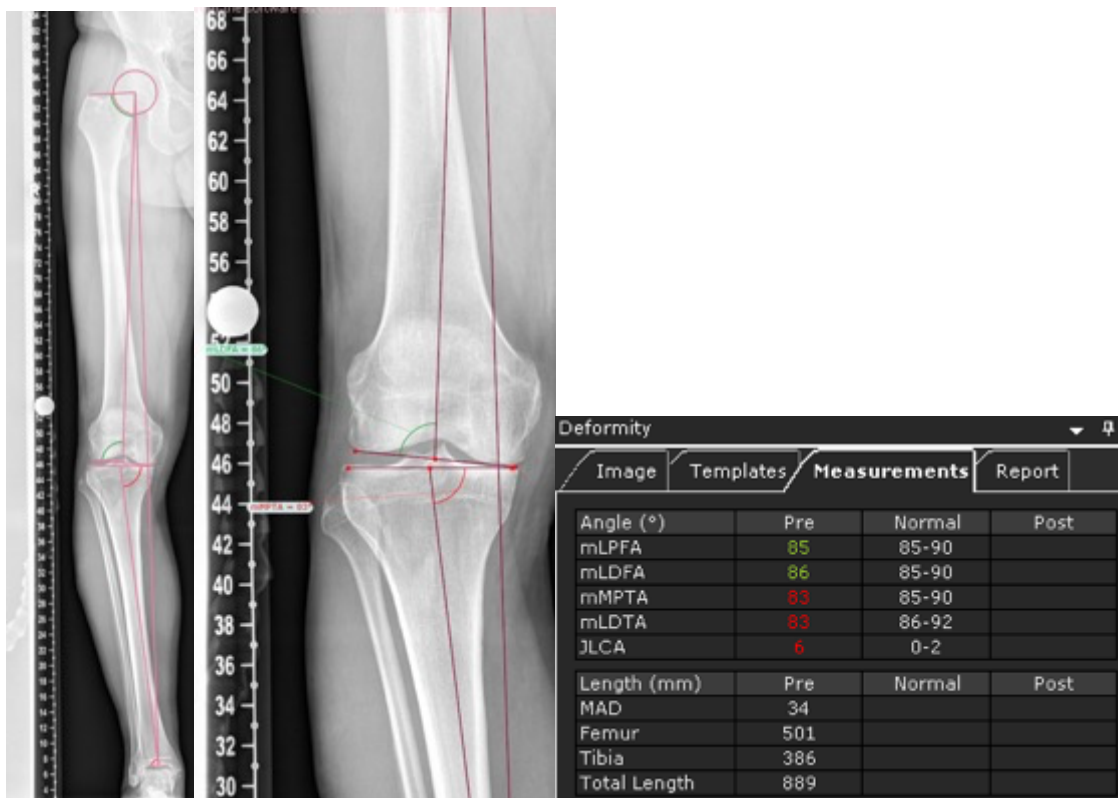


Abbildung 15: Gelenkwinkel der Frontalebene

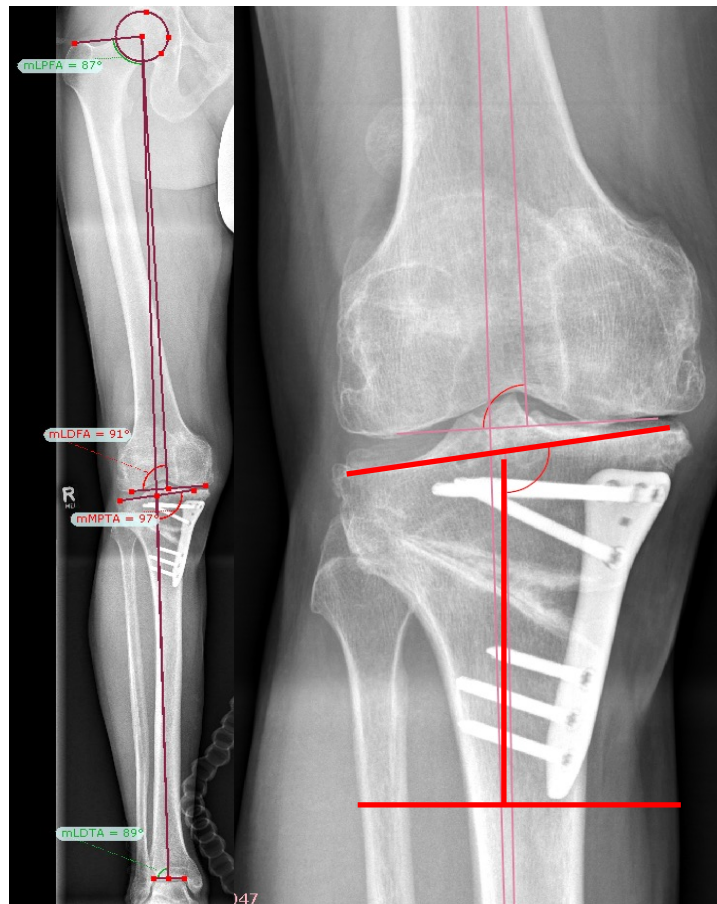


Abbildung 16: Pathologisch schräge Gelenkfläche

Patient mit einer postoperativen, pathologisch schrägen Gelenklinie, JLO von 8°.

3.2.1 Osteotomie ohne JLCA-Korrektur

Nachdem die Referenzpunkte gesetzt und die Gelenkwinkel bestimmt wurden, erfolgt anschließend die klassische Osteotomieplanung nach Miniaci et al. Zunächst wird ein Schnittpunkt der mechanischen Tragachse auf dem Tibiaplateau zwischen 55–60 % (0 % medial, 100 % lateral) festgelegt. Dieser zu planende Schnittpunkt wird entweder aus dem OP-Bericht oder aus einer archivierten digitalisierten Planung entnommen. Wenn weder eine digitale Planung vorhanden ist, noch Angaben über den gewünschten Schnittpunkt im OP-Bericht gemacht wurden, wird der Schnittpunkt auf 55 % des Tibiaplateaus geplant.

Der Osteotomielevel, das heißt der Abstand zwischen Tibiaplateau und Schnittebene für die Osteotomie, wurde zuvor abgemessen und, wie in Abbildung 18 dargestellt, auf 30 mm festgesetzt. Dieser Abstand sollte abhängig von der verwendeten Platte so gewählt werden, dass das sichere Einbringen der Schrauben in den Tibiakopf kranial der Osteotomie möglich ist.

Nachdem die Osteotomieebene und der Schnittpunkt festgelegt wurden, wird die öffnende Osteotomie wie in Abbildung 19 A durchgeführt. Der Osteotomiespalt wird dabei so weit geöffnet, dass die mechanische Tragachse den zuvor eingezeichneten gewünschten Schnittpunkt erreicht. Während der Durchführung ist in einer entsprechenden Tabelle die Änderung der Winkel abzulesen.

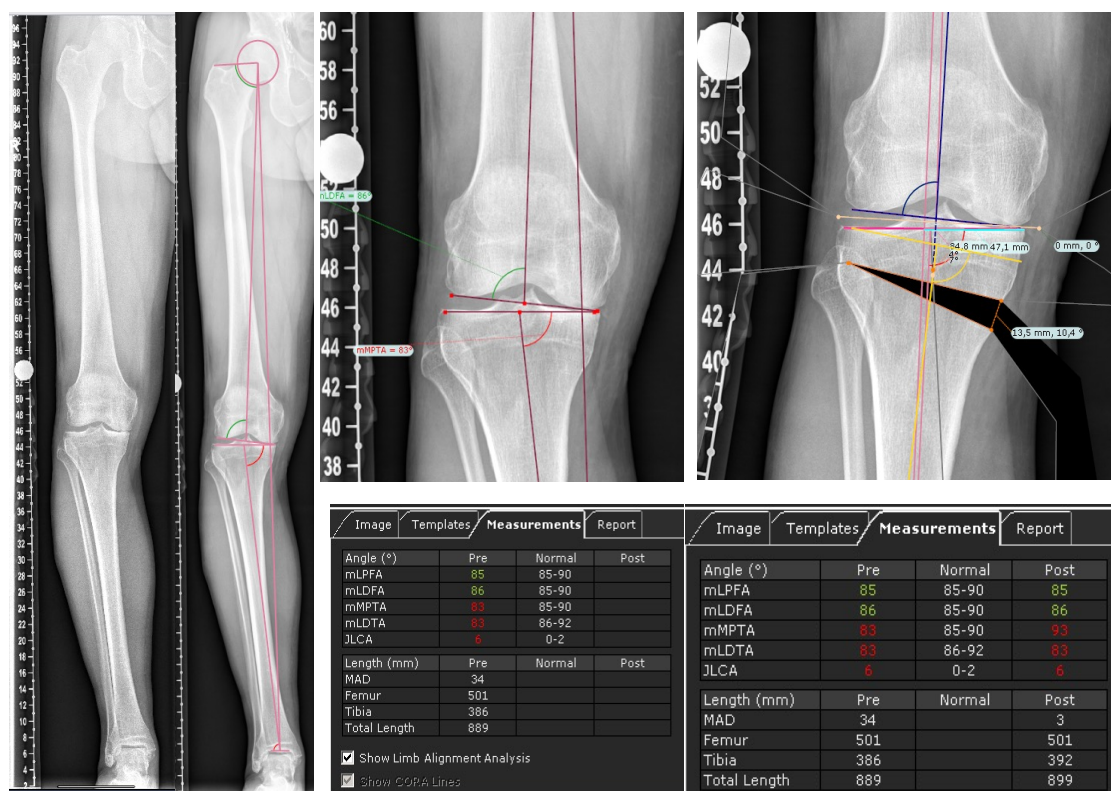


Abbildung 17: Digitale Planung OW-HTO

Klassische OW-HTO nach Miniaci et al. bei einem Betroffenen mit einem 8°-Varus und einem pathologischen MPTA von 83°, JLCA von 6°. Es erfolgt eine öffnende Osteotomie mit einer Keilhöhe von 13,5 mm.

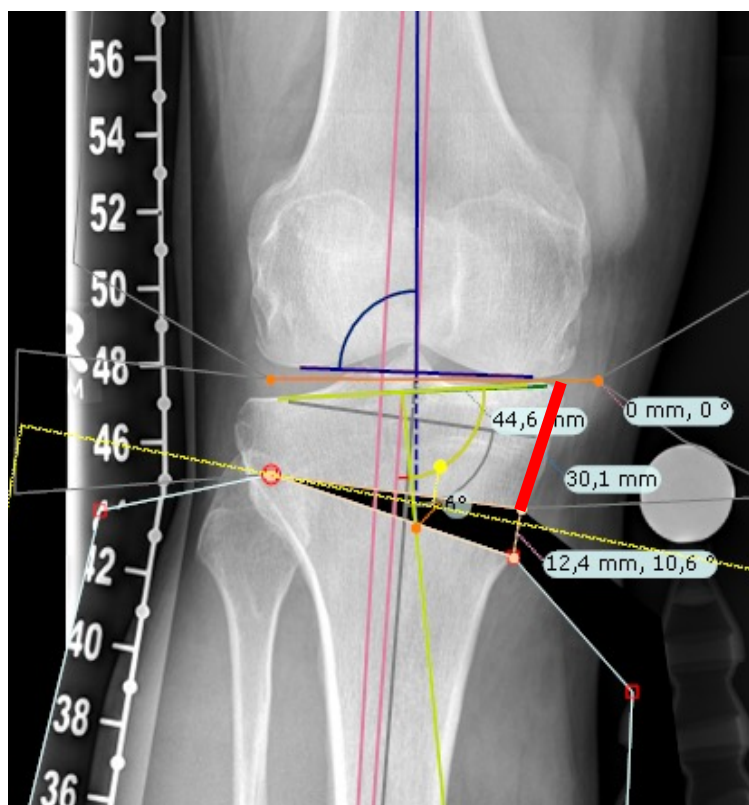


Abbildung 18: Osteotomieebene

Rote Linie: Osteotomieebene von 30 mm, Abstand zwischen Tibiaplateau medial und dem Osteotomiespalt

3.2.2 Osteotomie mit JLCA-Korrektur

In einem weiteren Schritt wurde für jeden Fall unter Berücksichtigung der von Micicoi et al. publizierten Formel „JLCA-2/2“ (Micicoi et al., 2020) eine modifizierte Osteotomie durchgeführt. Dazu wurde in der Gelenkebene eine weitere, virtuelle Osteotomie hinzugeführt und entsprechend der zuvor genannten Formel der JLCA korrigiert.

In Abbildung 19 ist dieses Vorgehen, an dem Beispiel einer Person mit einem JLCA von 6° genauer dargestellt. Entsprechend der Formel $6^\circ - 2/2 = 2$ erfolgte in der Gelenkebene eine aufklappende intraartikuläre Osteotomie um 2° zur Korrektur des intraartikulären Varusanteils. Anschließend wird die eigentliche knöcherne öffnende hohe tibiale Osteotomie virtuell durchgeführt.

In einigen Fällen wurde die intraartikuläre Deformität bereits in der präoperativen OP-Planung berücksichtigt und die Keilhöhe dementsprechend angepasst.

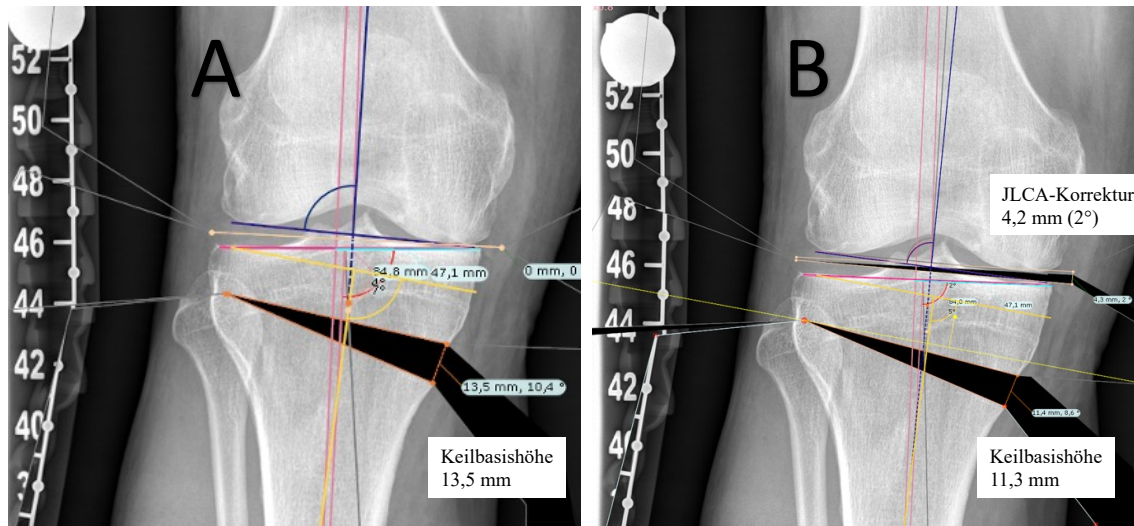


Abbildung 19: OW-HTO mit JLCA-Korrektur

A: OW-HTO ohne JLCA-Korrektur. Keilbasishöhe 13,5 mm.

B: OW-HTO mit vorausgegangener intraartikulärer Osteotomie um 2°, Keilbasishöhe 11,3 mm.

Im Fall von Personen mit einem $JLCA \leq 2^\circ$ erfolgte keine zusätzliche virtuelle, intraartikuläre Osteotomie. Da beispielsweise bei einem JLCA von 2° unter Anwendung der Formel „ $JLCA - 2/2$ “ eine 0° -Änderung erfolgen müsste ($2^\circ - 2^\circ/2 = 0^\circ$).

In gleicher Art und Weise wurde die Analyse der postoperativ angefertigten Ganzbeinaufnahmen durchgeführt. Berücksichtigt wurden nur die Fälle, in denen die postoperativen Röntgenaufnahmen frühestens sechs Wochen nach einer Umstellungsosteotomie durchgeführt worden sind.

In den postoperativen Röntgenaufnahmen wurde ebenfalls der Abstand zwischen dem medialen Tibiaplateau und der Osteotomieebene gemessen. Das Delta zwischen präoperativ und postoperativ gemessenem Abstand wurde als die Divergenz des Osteotomielevels definiert (vgl. Abbildung 20).

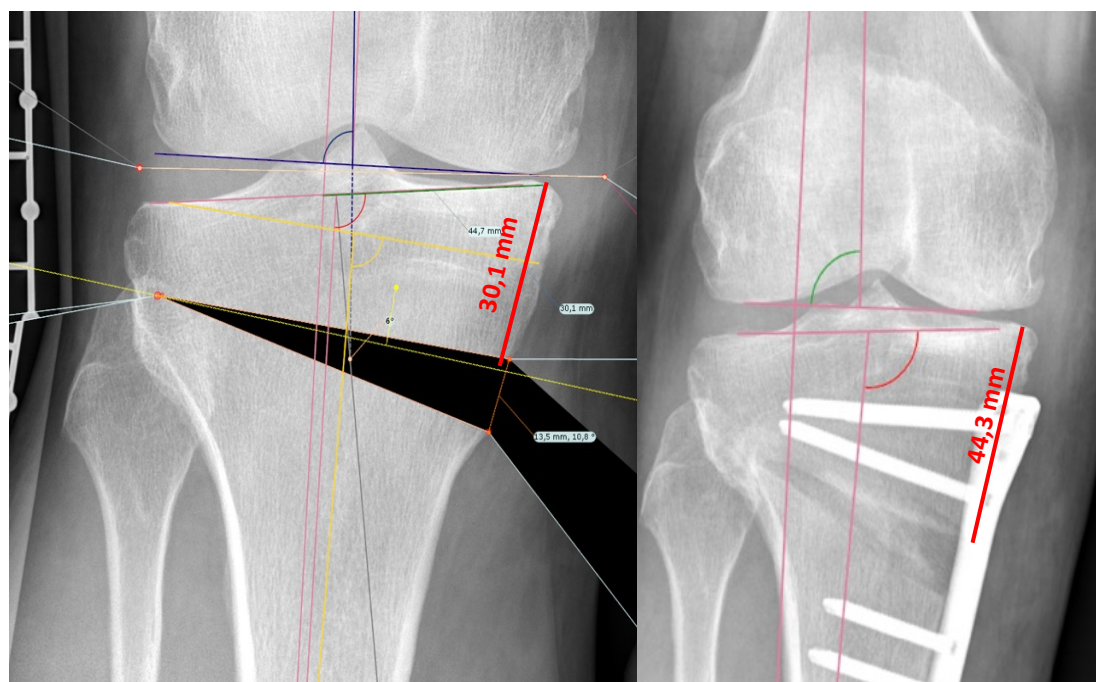


Abbildung 20: Divergenz des Osteotomielevels

Prä- und postoperativ gemessener Osteotomielevel mit einem Delta von 14,2 mm; präoperativ 30,1 mm, postoperativ 44,3 mm.

3.2.3 Virtuelle Rückplanung der überkorrigierten Fälle

In den Fällen einer postoperativen Überkorrektur erfolgte eine virtuelle Rückplanung. Dabei wurde eine Rückplanung im Sinne einer medial zuklappenden Osteotomie auf den präoperativ gewünschten Schnittpunkt der mechanischen Tragachse mit dem Tibiaplateau durchgeführt, äquivalent in der zuvor beschriebenen Art und Weise. Das Ausmaß der zuklappenden Osteotomie, die Keilbasishöhe, wurde dann von der zuvor klassisch nach Miniaci geplanten Keilbasishöhe subtrahiert und anschließend mit der Planung mittels JLCA-Korrektur verglichen. Ebenso erfolgte der Vergleich mit dem MPTA und dem JLCA.

3.2.4 Statistik

Die Daten werden als Mittelwerte und Standardabweichungen (SD) angegeben. Die Berechnungen basieren auf zwei Gruppen: Miniaci-Planung (1) und Miniaci-Planung mit vorheriger JLCA-Korrektur (2). Die Unterschiede zwischen den Gruppen wurden mit ANOVA für normalverteilte Daten und dem Kruskal-Wallis-Test für nicht parametrische Daten berechnet. Die kategorialen Variablen wurden mit dem Chi-Quadrat-Test verglichen. Bei kleinen Stichproben ($n < 5$) wurde für die kategorialen Variablen der Exakte

Fisher-Test verwendet. Die Korrelationsanalyse nach Pearson ebenso wie Analyse der multiplen linearen Korrelationen wurden mit GraphPad Prism 8 (San Diego, CA, US) durchgeführt. Ein p-Wert $< 0,05$ wurde als signifikant angesehen. Ein Post-hoc-Test für die multiple logistische Regressionsanalyse wurde mit G-Power (Version 3.1, Institut für Experimentelle Psychologie, Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf) und einem α -Fehler von 5 % durchgeführt. Die Stichprobengröße von $n = 78$ ergab eine Power von 0,9, um einen signifikanten Faktor für Fehlkorrekturen zu identifizieren. Die radiologischen Messungen erfolgten unabhängig voneinander durch die Verfasserin der vorliegenden Arbeit und einen Facharzt für Orthopädie in einem Abstand von vier Wochen. Die Intra- und Interrater-Reliabilität wurde durch Berechnung des Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) ermittelt. Die Interrater-Reliabilität lag zwischen 0,84 und 0,97 und die Intrarater-Reliabilität zwischen 0,85 und 0,98 und deutet auf eine hohe Zuverlässigkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen hin, vergleichbar zu Angaben in der Literatur (Hankemeier et al., 2006; Schröter et al., 2013). Eine hohe Intra- und Interrater-Reliabilität wurde ebenfalls für die geplante Keilbasishöhe mit (0,99/0,98) und ohne JLCA-Korrektur (0,95/0,97) gemessen.

4 Ergebnisse

4.1 Demografische Daten

Es wurden die Daten von insgesamt 120 Patientinnen und Patienten mit Varusgonarthrose untersucht. Davon erfüllten 78 die unter Abschnitt 3.1 genannten Einschlusskriterien. Zum Zeitpunkt der OW-HTO lag das Durchschnittsalter der Personen bei $46,0 \pm 9,6$ Jahren. Die Geschlechtsverteilung des Kollektivs ist mit 54 Männern und 24 Frauen ungleich zugunsten des männlichen Geschlechts verteilt. Der Body-Mass-Index betrug $26,8 \pm 3,2$ kg/m² und liegt damit nach Definition der World Health Organization (WHO) bereits im präadipösen Bereich (WHO, 2010). Die Nachuntersuchung, im vorliegenden Fall der Zeitpunkt der Durchführung der postoperativen Ganzbeinstandaufnahme, erfolgte nach $68,6 \pm 51,0$ Tagen. Die demografischen Daten der Studienkohorte sind zusammenfassend in Tabelle 1 aufgeführt.

Tabelle 1: Demografische Daten

Parameter	Total (n = 78)
Alter ^a (in Jahren)	$46,0 \pm 9,6$
Geschlecht (m/w)	54/24
Body-Mass Index (kg/m ²) ^a	$26,8 \pm 3,2$
Follow-up (in Tagen) ^a	$68,6 \pm 51,0$
Medial OW-HTO	78 (100,0 %)

^aMittelwert \pm Standardabweichung; OW-HTO: Open Wedge High Tibial Osteotomy

4.2 Radiologische Messwerte

Die Daten der radiologischen Analyse der prä- und postoperativen Röntgenbilder sind in Tabelle 2 aufgeführt. In der präoperativen Planung wurde der Schnittpunkt der mechanischen Tragachse mit dem Tibiaplateau, der Weight Bearing Line Ratio (WBL-Ratio), im Mittel auf 54,2 % und postoperativ auf 56,6 % geplant (0 % medial; 100 % lateral), sodass sich im Mittel eine Abweichung der Schnittachse von prä- zu postoperativ von 3,5 % ($p > 0,05$) ergibt. Wird jedoch für jeden einzelnen Fall eine Abweichung von ± 5 % der WBL zu dem präoperativ geplanten Schnittpunkt als Fehlkorrektur gewählt, so ergibt sich in 32,1 % der Fälle eine Überkorrektur und in 5,1 % der Fälle eine Unterkorrektur.

Tabelle 2: Radiologische Messwerte und Korrekturfehler

Parameter (in °)	präoperativ	postoperativ	Differenz
HKA ^a	6,5 ± 10,8 (varus)	1,9 ± 1,5 (valgus)	8,5 ± 12,3
MAD (in mm)	21,2 ± 11,3	6,9 ± 5,1	28,1 ± 16,4
MPTA ^a	85,4 ± 1,9	91,2 ± 2,8	5,8 ± 0,8
LDFA ^a	88,6 ± 1,6	88,0 ± 1,9	0,6 ± 0,3
JLCA ^a	2,5 ± 1,8	2,0 ± 1,4	0,5 ± 0,4
JLO ^a	2,1 ± 1,7	2,5 ± 1,9	0,5 ± 0,3
WBL-Ratio (Schnittpunkt der Tragachse) ^a	54,2 ± 3,7*	56,6 ± 9,7	3,5 ± 6,2
Korrekturfehler			
Überkorrektur > 5 % angestrebte Korrektur		32,1 %	
Unterkorrektur < 5 % angestrebte Korrektur		5,1 %	

n = 78; ^aMittelwert ± SD; WBL(Weight Bearing Line)-Ratio: Schnittpunkt der mechanischen Tragachse mit dem Tibiaplateau in % (medial 0 %, lateral 100 %)

4.3 Einflussfaktoren auf die postoperative Überkorrektur

In einem nächsten Schritt wurde eine Pearson-Korrelationsanalyse (vgl. Tabelle 3) durchgeführt, um präoperative Faktoren zu identifizieren, die die Überkorrekturrate beeinflussen. Hier zeigte sich, dass der präoperative BMI ($p < 0,04$), der JLCA ($p < 0,0001$) und die Divergenz des Osteotomieniveaus ($p = 0,0005$) signifikante Einflussfaktoren waren. In einer anschließend durchgeführten multiplen linearen Regressionsanalyse wurde überprüft, ob ein Zusammenhang zwischen den zuvor identifizierten signifikanten Variablen, die eine Überkorrektur beeinflussen, und dem Schnittpunkt der mechanischen Tragachse mit dem Tibiaplateau, als abhängiger Variablen, besteht. Als Ergebnis (vgl. Tabelle 4) konnten nur der präoperative JLCA und die Divergenz des Osteotomielevels als Variablen identifiziert werden, die mit der Rate der postoperativen Überkorrektur korrelieren. Keine der angegebenen Faktoren allein konnte die Verteilung der Werte für die postoperative WBL-Ratio erklären.

Tabelle 3: Pearson-Korrelationsanalyse der Einflussfaktoren auf die postoperative Überkorrektur

Parameter	Korrelationskoeffizient	p Wert
Alter	0,100	0,4108
Gewicht (BMI)	0,224	0,0443
HKA	0,064	0,5961
präoperativer JLCA	0,416	0,0001
MPTA	0,035	0,7556
LDFA	0,176	0,1331
JLO	-0,122	0,3004
Osteotomielevel	0,380	0,0005

n = 78; p < 0,05 Signifikanzniveau

Tabelle 4: Multiple lineare Regressionsanalyse der Faktoren, die mit einer Überkorrektur assoziiert sind

Multiple lineare Regressionsanalyse R = 0,494, R² = 0,244, R²_{adj} = 0,219, p < 0,001)

Abhängige Variable	Prädiktor	Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	
		Regressionskoeffizient B	Standardfehler (B)	β	p Wert
Postoperativer Schnittpunkt der mTFA mit dem Tibiaplateau (in %)	Präoperativer JLCA	1,519	0,504	0,348	0,004*
	Osteotomielevel	0,207	0,086	0,277	0,020*

n = 78; *a Signifikanzniveau mit p < 0,05 statistisch signifikant

In einem weiteren Schritt wurde der präoperative JLCA in drei verschiedene Gruppen eingeteilt und basierend auf der zuvor genannten Definition von Über- und Unterkorrekturen wurden die Raten der Fehlkorrekturen analysiert. Wie in Tabelle 5 dargestellt, waren 62,5 % der Fälle mit postoperativer Überkorrektur in der Gruppe mit einem präoperativen JLCA $\geq 4^\circ$ angesiedelt. Ein Chi-Quadrat-Test dieser Verteilung bestätigte einen signifikanten (p < 0,05) Zusammenhang zwischen dem präoperativen JLCA und der Rate der postoperativen Fehlkorrekturen. Der Gruppenvergleich der einzelnen JLCA-Gruppen mittels ANOVA ergab statistisch signifikante Unterschiede zwischen allen Gruppen in Bezug auf das postoperative WBL-Verhältnis (p < 0,01).

Tabelle 5: Präoperativer JLCA und dessen Einfluss auf den präoperativ angestrebten Schnittpunkt der mechanischen Tragachse mit dem Tibiaplateau

Präoperativer JLCA (in°)	Unterkorrektur	Optimal	Überkorrektur
< 2	7,4 % (2/27)	74,0 % (20/27)	18,5 % (5/27)
2 – < 4	7,4 % (2/27)	77,8 % (21/27)	14,8 % (4/27)
≥ 4	0 % (0/24)	37,5 % (9/24)	62,5 % (15/24)

4.4 Präoperative Planung mit und ohne JLCA-Korrektur und nachträgliche Validierung

Bei Personen mit einem präoperativen JLCA $< 4^\circ$ hatte die JLCA-Korrektur nach der Formel „JLCA-2/2“ fast keinen Einfluss auf die Größe des Osteotomiespaltes und den postoperativen MPTA. Die Gruppe der Patientinnen und Patienten mit einem präoperativen JLCA ≤ 2 wurde in dieser Analyse nicht berücksichtigt, da keine modifizierte Planung nach der Formel „JLCA-2/2“ vorgenommen werden konnte. Angesichts der geringen Rate an Überkorrekturen von 14,6 % in der Gruppe mit einem präoperativen JLCA 2° bis $< 4^\circ$ erfolgte hier keine virtuelle Rückplanung, entsprechend der unter Abschnitt 3.2.3 erläuterten Methode. In den Fällen mit einem präoperativen JLCA $\geq 4^\circ$ führte eine JLCA-Korrektur in der Planung zu einer deutlichen Reduktion der geplanten Keilbasishöhe um durchschnittlich 1,4 mm und einem signifikant ($p < 0,05$) reduzierten MPTA in der Osteotomiesimulation (vgl. Tabelle 6). Wurden die mit der Miniaci-Methode geplante Osteotomie und die Keilbasishöhe um den Betrag der Überkorrektur korrigiert, war die Spaltgröße nahezu identisch mit derjenigen, die mit der üblichen Planungsmethode plus zusätzlicher JLCA-Korrektur geplant wurde. Auch der resultierende MPTA war im Vergleich zum präoperativ geplanten MPTA ($p < 0,05$) und zum postoperativ erreichten MPTA (nicht signifikant) reduziert. Für die LDFA wurden keine Unterschiede hinsichtlich der JLCA-Korrektur in der präoperativen Planung festgestellt.

Tabelle 6: Präoperative Planung mit und ohne JLCA-Korrektur und nachträgliche Validierung

Präoperativer JLCA	> 2° – < 4°	≥ 4°		
Keilbasishöhe des Osteotomiespalts (mm)				
Miniacci	8,0 ± 3,7	9,7 ± 2,8		
Miniacci + JLCA-Korrektur	7,2 ± 3,5	8,3 ± 2,4		
Intraoperative Höhe	8,3 ± 3,8	9,9 ± 2,9		
+ nachträgliche Korrektur	nicht durchgeführt	8,6 ± 2,7		
MPTA (in °)				
Präoperativ	85,6 ± 2,2	85,4 ± 1,7		
Miniacci	91,5 ± 2,6	94,3 ± 2,1]	*]
Miniacci + JLCA-Korrektur	91,2 ± 2,5	92,3 ± 1,5		
Postoperativ	90,6 ± 2,6	93,0 ± 3,3]	*]
+ nachträgliche Korrektur	nicht durchgeführt	92,0 ± 2,1		
JLCA (in °)				
Präoperativ	3,0 ± 0,2	5,0 ± 1,5]]
Miniacci	3,0 ± 0,2	5,0 ± 1,5		
Miniacci + JLCA-Korrektur.	2,75 ± 0,6	3,8 ± 1,3	***]	***]
Postoperativ	1,8 ± 1,2	3,1 ± 1,2	***]	***]
+ nachträgliche Korrektur	nicht durchgeführt	3,2 ± 1,1		
mTFA und WBL-Rratio				
Präoperative mTFA	6,3 ± 3,3	8,5 ± 3,3	***]	***]
Postoperative mTFA	-1,4 ± 1,2	-2,8 ± 1,4		
Geplante WBL-Ratio	55,3	55,2 ± 2,4	***]	***]
Postoperative WBL-Ratio	59,5	62,5 ± 7,6		
Postoperative WBL-Ratio	nicht durchgeführt	56,8 ± 5,2		*]
+ nachträgliche Korrektur				

n = 78; ANOVA wurde für jeden untersuchten Parameter (fett gedruckt) für den Vergleich zwischen den Gruppen durchgeführt, wobei ein p-Wert von < 0,05 als statistische Signifikanz angesehen wurde (*p < 0,05; ** p < 0,01; ***p < 0,001).

4.5 Fallserie mit einer präoperativen Planung einschließlich JLCA-Korrektur

An einem kleinen Kollektiv von Betroffenen wurde bereits eine OW-HTO durchgeführt, mit zuvor erfolgter präoperativer Planung einschließlich der JLCA-Korrektur mit der Formel „JLCA-2/2“. Insgesamt acht Patientinnen und Patienten im Alter von $41,1 \pm 4,2$ Jahren mit einem präoperativen Varus von $6,6 \pm 2,5^\circ$ und einem JLCA von $4 \pm 0,5^\circ$ wurden durch eine medial öffnende Osteotomie, mit einer entsprechenden präoperativen Planung, korrigiert. Die in der Röntgenbildgebung gemessenen Winkel zeigten einen MPTA von

93,3 ± 1,5°, ein JLCA von 3,7 ± 0,6°, ein LDFA von 89,7 ± 1,2° und einen Osteotomiespalt von 9,2 ± 0,3 mm. Mit der zusätzlichen JLCA-Korrektur in der Planung ergaben sich die folgenden Werte: MPTA: 89,0 ± 1,1°; JLCA: 3,0 ± 0,2°; LDFA: 89,3 ± 1,1°; Osteotomiespalt: 8,0 ± 0,7 mm. Es erfolge eine exakte Messung der Höhe der Osteotomieebene intraoperativ. Die postoperative Analyse der Ganzbeinstandaufnahme ergab die folgenden Werte: MPTA: 90,3 ± 1,5°; JLCA: 2,6 ± 0,6°; LDFA: 90,6 ± 2,5°, mTFA: -1,4 ± 1° und eine Divergenz der mTFA (perioperative Osteotomiegenauigkeit) von 3,4 ± 1,9 % (Range 0,3–5,0 %).

5 Diskussion

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, präoperative Faktoren, die in Zusammenhang mit postoperativen Fehlkorrekturen bei der Varuskorrekturosteotomie stehen, zu identifizieren, damit diese im Rahmen der präoperativen Planung berücksichtigt und somit Über- und Unterkorrekturen reduziert werden können. In dieser Dissertationsarbeit wurden der präoperative JLCA und eine Abweichung der intraoperativ angelegten Osteotomiehöhe vom Tibiaplateau von der präoperativen Planung als wesentliche Risikofaktoren einer postoperativen Fehlkorrektur identifiziert. Die planerische Berücksichtigung eines erhöhten JLCA unter Verwendung der Formel „JLCA-2/2“ resultiert bei JLCA-Werten $> 2^\circ$ in einer reduzierten Keilbasishöhe, die eine Deckung zeigte mit der ermittelten Keilbasishöhe nach einer simulierten Korrektur von Fällen mit Überkorrektur. Die klinische Anwendung der Formel konnte in einer kleinen Fallserie eine perioperative Fehlertoleranz von $3,4 \pm 1,9\%$ (Abweichung der postoperativen gemessenen von der präoperativ geplanten WBL-Ratio) erzielen.

Fehlkorrekturen haben eine hohe klinische Relevanz. In mehreren Studien konnte bereits nachgewiesen werden, dass eine Überkorrektur mit einer erhöhten Rate von postoperativen Komplikationen und Patientenunzufriedenheit assoziiert ist (Dowd et al., 2006; Sim et al., 2010; Schröter et al., 2012). Dabei bleibt der optimal anzustrebende Schnittpunkt der mechanischen Tragachse mit dem Tibiaplateau, sprich das optimale Korrekturmaß, weiterhin Gegenstand kontroverser Diskussionen, ohne Konsensfindung (Schelker et al., 2022; Hernigou et al., 1987). Historisch wird, angelehnt an die von Fujisawa et al. durchgeführten arthroskopischen Untersuchungen, eine postoperative Beinachse zwischen 55–60 % des Tibiaplateaus (0% medial, 100% lateral) empfohlen (Fujisawa et al., 1979). Coventry et al. schlugen eine valgische Überkorrektur von 10° vor, was einem mFTA von $3\text{--}5^\circ$ entspricht (Coventry et al., 1993; Kang et al., 2022). Jüngere Studien postulieren jedoch eine geringere Überkorrektur. Martay et al. konnten in ihrer biomechanischen Studie keinen Vorteil hinsichtlich der Druckreduktion im medialen Kompartiment bei einer Valgusüberkorrektur mit $4,3\text{--}4,6^\circ$ Valgus zeigen (Martay et al., 2018). In einer Studie von Hohloch et al., die in ihrer Arbeit unterschiedliche Schnittpunkte der mechanischen tibiofemorale Achse mit dem Tibiaplateau von 50–55 %, 55–60 % und $> 60\%$ miteinander verglichen, zeigten sich in Bezug auf klinische Scores wie dem Lysholm Score und dem Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) für einen

50–55 % Schnittpunkt der mechanischen Tragachse mit dem Tibiaplateau signifikant bessere Ergebnisse (Hohloch et al., 2018). Wiederum andere Autorinnen und Autoren schlagen vor, dass die mechanische Zielachse nicht absolut sein sollte, sondern je nach Zustand des Gelenkknorpels der bzw. des Erkrankten individuell festgelegt werden sollte. Da die Umstellung zu einer Regeneration des geschädigten Knorpels führt, sollte der Korrekturwinkel entsprechend der Restdicke des Knorpels angepasst werden (Jakob und Jacobi, 2004).

Daran angelehnt wurde in der vorliegenden Studie die Überkorrektur als eine Abweichung von $\pm 5\%$ definiert, ausgehend von einem Schnittpunkt der mechanischen Tragachse mit dem Tibiaplateau von post- zur präoperativen Planung von 55–60 %. Dies entspricht in etwa einer Abweichung des mTFA von $1,5^\circ$. Eine darüber hinausgehende Achsabweichung führt, wie bereits erläutert, nicht zu einer positiven klinischen Befundverbesserung und zudem zu einer biomechanischen Lastverschiebung zuungunsten des lateralen Kompartiments (Bode et al., 2013; Faber et al., 2020; Martay et al., 2018). Auf Grundlage der vorangegangenen Definition zeigt sich in dem vorliegenden Patientenkollektiv in 32 % der Fälle eine Überkorrektur. Damit wird die klinische Relevanz der mangelnden Genauigkeit deutlich. Die Angaben zu den Fehlkorrekturen in der Literatur variieren jedoch erheblich. Je nach zugrunde gelegter Definition werden Überkorrekturraten von 30–40 % angegeben (Kim et al., 2019; Ogawa et al., 2016; Park et al., 2020; Schröter et al., 2012; Schröter et al., 2016). Geringere Überkorrekturraten zeigen sich in Studien mit abweichenden Definitionen, die häufig durch einen größeren Toleranzkorridor bezüglich des Schnittpunktes der mechanischen Tragachse mit dem Tibiaplateau charakterisiert sind (Kim et al., 2017).

Im Hinblick auf die klinische Relevanz von Fehlkorrekturen haben zahlreiche Studien Einflussfaktoren auf die Genauigkeit von Varuskorrekturosteotomien und die Ursachen für die Diskrepanz zwischen der geplanten mechanischen Tragachse und der tatsächlichen, postoperativen mechanischen Achse untersucht (Park et al., 2020; Schröter et al., 2012; Schröter et al., 2016). Dabei wurde der JLCA, als Maß zur Abschätzung der intraartikulären Fehlstellung, mit postoperativen Fehlkorrekturen in Verbindung gebracht (Dugdale et al., 1992; Ji et al., 2019; Park et al., 2020; Ogawa et al., 2016).

Dies zeigt sich auch in der vorliegenden Arbeit. Der präoperative JLCA und ein abweichendes Osteotomieniveau zwischen präoperativer Planung und intraoperativer Durchführung sind Risikofaktoren für eine postoperative Überkorrektur. Zudem konnte gezeigt werden, dass durch die Berücksichtigung des JLCA in der Planung präzisere postoperative Ergebnisse bei der Korrektur der Varusfehlstellung erzielt werden können. Als ein weiterer Einflussfaktor konnte der Body-Mass-Index identifiziert werden. Keiner dieser Prädiktoren allein konnte jedoch die Rate an Überkorrekturen erklären. Der BMI hielt zudem der multiplen Regressionsanalyse nicht stand, was darauf hindeutet, dass Überkorrekturen multifaktoriell beeinflusst werden. Diese Ergebnisse korrelieren auch mit Aussagen aus vorangegangenen Studien (Herbst et al., 2022; Park et al., 2020).

Neben Überkorrekturen spielen auch Fehlkorrekturen in Form von Unterkorrektur eine Rolle. Sie können die Folge von lateralen Scharnierfrakturen sein. Aus Hingefrakturen resultieren Instabilitäten des Osteotomiespalts, die wiederum zu Korrekturverlusten führen können (Kang et al., 2022). Vor allem größere Öffnungswinkel bergen das Risiko für Frakturen und Korrekturverluste. So zeigten Lee et al. in ihrer Studie, dass ein Öffnungsspalt von 12 mm ein signifikanter Risikofaktor für Hingefrakturen ist (Lee et al., 2018).

Aus diesem Grund wurden in der vorliegenden Arbeit nativradiologisch nachgewiesene Hingefrakturen ausgeschlossen. Jedoch können okkulte Frakturen nicht vollends ausgeschlossen werden, da postoperativ keine routinemäßigen MRT- oder CT-Untersuchungen durchgeführt worden sind, die eine höhere Rate von Brüchen der lateralen Tibiakortikalis detektieren könnten (Miller et al., 2009; Kazımoğlu et al., 2008).

Ebenso konnte in dieser Studie das divergierende Osteotomielevel, das heißt die Abweichung des Abstandes zwischen Tibiaplateau und dem medialen Osteotomiespalt von der präoperativen Planung zur postoperativen Messung, als signifikanter Risikofaktor für Überkorrekturen identifiziert werden. In neueren Publikationen wurde bereits nachgewiesen, dass die Neigung der Osteotomie und die Hingeposition in der Sagittalebene Einfluss auf die Genauigkeit haben. Es gibt bisher jedoch keine umfassenden Untersuchungen zur Einflussnahme des abweichende Osteotomielevels auf die Präzision der Umstellungsosteotomien (Moon et al., 2021; Chung et al., 2021). Darüber hinaus kommt es neben Fehlkorrekturen in der Koronarebene ebenso zu unbeabsichtigten Änderungen in der axialen und sagittalen Ebene. So kann es zu einer ungewollten Zunahme des tibialen Slopes und der tibialen Torsion kommen, die in entsprechenden klinischen Beschwerden und einer

Beeinflussung der Kniegelenkmechanik resultieren (Moon et al., 2021; Chung et al., 2021; Ozel et al., 2017). So führt beispielsweise eine von anteromedial, statt streng von medial, durchgeführte Osteotomie zu einer Erhöhung des posterioren tibialen Slopes (Wang et al., 2009).

Vergleichbare Ergebnisse zeigten auch Jörgens et al. in ihrer Studie aus dem Jahr 2022. Sie untersuchten neben der Hingeposition auch den Einfluss der Ausrichtung der Osteotomieebene in der Sagittalen und stellten fest, dass sowohl die Hingeposition als auch die Neigung der Osteotomieebene relevante Parameter für unbeabsichtigte Veränderungen des tibialen Slopes, des MPTA und der tibialen Torsion sind. Eine Änderung der Hingeposition um 10° (Osteotomierichtung von medial 0° – 30° anteromedial) führte zu einer signifikanten Zunahme des Slopes. Eine Veränderung der Neigung der Osteotomieebene um 10° (Neigung der Osteotomieebene im Vergleich zum Tibiaplateau -10° bis $+10^\circ$) veränderte die tibiale Torsion um 2° (Jörgens et al., 2022b; Kuriyama et al., 2019). Die Veränderung des Slopes in der Sagittalebene beeinflusst die Biomechanik des Kniegelenks. Die Zunahme der tibialen Neigung führt zu einer anterioren Translation des Schienbeins im Verhältnis zum Oberschenkelknochen und damit zu einer Überlastung des vorderen Kreuzbandes (Kim et al., 2019; Giffin et al., 2004; Chung et al., 2021). Daher sollte eine unbeabsichtigte Änderung des Slopes unbedingt vermieden werden.

Unklar bleibt, ob die Divergenz im Osteotomiespalt ausschlaggebend für Fehlkorrekturen in der Frontalebene ist, oder ob unbeabsichtigte Veränderungen der Neigung der Osteotomieebene und die Positionierung des Scharniers zusammen mit der Divergenz im Osteotomielevel zu Veränderungen des koronaren Gesamtalignments führen. Dies sollte Gegenstand weiterer Untersuchungen sein. Zudem liegt der Fokus der vorliegenden Studie, wie auch in vorangegangenen Studien zur medialen Open-Wedge-Osteotomie, hauptsächlich auf Veränderungen der Ausrichtung und Fehlkorrekturen in der Koronarebene, ungeachtet ungewollter Achsabweichungen in der sagittalen und axialen Ebene. Für die Zukunft sollte eine ganzheitliche Betrachtung des postoperativen Malalignments in sämtlichen Ebenen, der Neigung der Osteotomie, des Osteotomielevels und der Hingeposition erfolgen und ein Bezug zur klinischen Symptomatik und der postoperativen Zufriedenheit der Betroffenen hergestellt werden.

Wie eingangs bereits erwähnt, ist einer der häufigsten Gründe für eine mangelnde Genauigkeit bei der Varuskorrekturosteotomie das Ausmaß der intraartikulären Deformität, die

nicht in die knöcherne Korrektur einbezogen und die nur durch die JLCA-Messung abgeschätzt werden kann. Wie auch in vorangegangenen Studien konnte in dieser Studie ein erhöhter präoperativer JLCA als Risikofaktor für eine postoperative Überkorrektur identifiziert werden (Park et al., 2020; Rupp et al., 2022). Es gibt diverse Ansätze, die Veränderung des JLCA von prä- zu postoperativ mathematisch abzuschätzen, beispielsweise durch ergänzende Röntgenaufnahmen in Rückenlage mit Belastung oder durch Stressaufnahmen mit und ohne Belastung (Ryu et al., 2021; Micicoi et al., 2020; Dugdale et al., 1992). Dennoch stellen Veränderung des JLCA von prä- zu postoperativ weiterhin eine große klinische Herausforderung dar. So führt das klinisch etablierte „mediale release“, bei dem das mediale Kollateralband intraoperativ abgelöst wird und so das mediale Kompartiment entlastet wird (vgl. Abschnitt 2.2.4), zu Änderungen des JLCA, die nur eingeschränkt abgeschätzt werden können (Agneskirchner et al., 2007). Bis heute gibt es keinen Konsens darüber, wie dies in einer Planung berücksichtigt werden sollte (Ahrend und Schröter, 2022).

Angesichts dieser Tatsache schlugen Micicoi et al. die vereinfachte Gleichung „JLCA-2/2“ vor, um den intraartikulären Varusanteil und dessen Veränderung zu bemessen und diesen in der präoperativen Planung durch eine virtuelle Osteotomie zu korrigieren (Micicoi et al., 2020). Die vorliegende Studie konnte nun einen Nachweis erbringen, dass dieser zusätzliche Planungsschritt die Genauigkeit von Varuskorrekturosteotomien möglicherweise verbessert und zu einem reduzierten MPTA führt.

Da in dieser Studie keine Stressröntgenaufnahmen angefertigt wurden, konnte der mit der „JLCA-2/2“-Formel berechnete Korrekturbetrag nicht mit entsprechenden Formeln der Literatur, denen Stressaufnahmen oder Röntgenaufnahmen in Rückenlage zugrunde liegen, verglichen werden. Nichtsdestotrotz konnte mit dieser Studie gezeigt werden, dass eine JLCA-Korrektur erforderlich ist, um eine entsprechende Veränderung des mechanischen tibiofemorale Winkels, ohne gleichzeitige knöcherne Überkorrektur, zu erzielen.

Neben der klassischen Miniacci-Planung sind intraoperative Methoden beschrieben, bei denen mithilfe der Fluoroskopie und eines Kauterkabels oder einer Messstange die Achsausrichtung unmittelbar intraoperativ gemessen und durchgeführt werden. Diese Methoden weisen jedoch erhebliche Ungenauigkeiten auf und sollten daher kritisch beurteilt und mit Vorbehalt angewendet werden (Yoon et al., 2016; Kim et al., 2017).

Die Anwendung mit der vereinfachten Formel JLCA-2/2 ist für komplexere Deformitäten und Korrekturen in mehreren Ebenen der unteren Extremität möglicherweise nicht anwendbar. Für komplexe und mehrere Ebenen betreffende Deformitäten werden bereits Empfehlungen zu 3D-Planungen und gegebenenfalls mit zusätzlichen patientenspezifischen Instrumenten (PSI), das heißt maßangefertigte Instrumentierung, die die Präzision der Durchführung verbessern sollen, gegeben. Ob diese Entwicklung der Standardtechnik der Osteotomie überlegen ist, bleibt umstritten (Yang et al., 2018; Donnez et al., 2018; Munier et al., 2017).

Einige Ergebnisse und Erkenntnisse dieser Studie sollten kritisch beurteilt werden. Die Studie wurde retrospektiv mit einer heterogenen Kohorte durchgeführt. Es wurden jedoch enge Einschlusskriterien angewandt, um zahlreiche Faktoren auszuschließen, die die Genauigkeit der Osteotomie beeinflussen, was wiederum der Grund für die hohe Zahl der nicht in diese Studie eingeschlossenen Patientinnen und Patienten war. Bei dem Kollektiv von 79 Betroffenen handelt es sich um ein sehr kleines Kollektiv, dadurch ist die Aussagekraft statistisch signifikanter Ergebnisse ebenfalls eingeschränkt. Jedoch ist die Anzahl der erkrankten Personen vergleichbar mit Patientenkollektiven aus vergleichbaren Studien. Das Alter mit $46,0 \pm 9,6$ Jahren ist ebenfalls vergleichbar mit den Kollektiven aus einschlägiger Literatur und damit repräsentativ. (Tsuji et al., 2020; Goshima et al., 2019; Schröter et al., 2012). Das zentrale Problem retrospektiver Datenanalysen ist die lückenhafte Dokumentation und die fehlende Randomisierung des Kollektivs. Um eine solidere Schlussfolgerung ziehen zu können, sind weiterführende und randomisierte Studien erforderlich, um die erzielten Ergebnisse zu validieren.

Goldstandard zur Planung einer Umstellungsosteotomie ist die Alignmentanalyse anhand von Ganzbeinstandaufnahmen. Bei der Durchführung der Röntgenbildgebung gibt es Einstellungskriterien, auf die geachtet werden sollte, um Fehlrotation und daraus resultierende fehlerhafte Messungen der Gelenkwinkel in der Frontalebene zu vermeiden. Ein Beispiel für eines dieser Einstellungskriterien ist unter anderem die nach vorne ausgerichtete Patella. Bei diesem Einstellungskriterium wird jedoch wenig auf individuelle Gelenkgegebenheiten der jeweiligen Patientin bzw. des Patienten, wie Patellasubluxationen, geachtet. Daher wird die „forward-facing patella“ als Einstellungskriterium in einigen Studien kritisiert (Jeong et al., 2022; Maderbacher et al., 2021)

Neben Fehlrotationen können auch Streckdefizite einen erheblichen Einfluss auf die gemessenen Gelenkwinkel der Frontalebene haben (Koshino et al., 2002; Shetty et al., 2017). Patientinnen und Patienten, bei denen in der digitalen Patientenakte ein Streckdefizit dokumentiert war, wurden aus der vorliegenden Studie ausgeschlossen. Nichtsdestotrotz kann in dieser Studie und mittels der retrospektiven Datenanalyse keine genaue Aussage über das sagittale Alignment und möglich Streckdefizite getroffen werden. Dies birgt eine Fehleranfälligkeit in der Bewertung des koronaren Alignments. Ebenso können die Ergebnisse der gemessenen Winkel je nach untersuchender Person trotz hoher Inter- und Intrarater-Reliabilität variieren. In dieser Studie konnte dennoch eine hohe Interrater-Reliabilität mit einem ICC von 0,84 bis 0,97 erzielt werden. Ebenso zeigten sich gemessen für die geplante Keilbasishöhe mit und ohne JLCA-Korrektur hohe Werte für die Intrarater-Reliabilität mit einem ICC von 0,85–0,97, die somit mit in der Literatur angegebenen Ergebnissen vergleichbar sind (Schröter et al., 2013; Hankemeier et al., 2006).

Darüber hinaus kann, je nach Größe des Osteotomiespaltes, das mediale Release mehr oder weniger radikal und mit oder ohne Refixierung durchgeführt worden sein. Die endgültige Fixierung des Osteotomiespaltes, das heißt die Höhe des Osteotomiespaltes, kann manchmal durch Auf- oder Abrundung oder durch Knochenverlust in Abhängigkeit von der Dicke des Sägeblattes leicht verändert werden. Die heute verwendeten Platten ermöglichen jedoch eine stabile Fixation, wodurch ein sekundärer Verlust der Korrektur minimiert wird (Lobenhoffer et al., 2004). Außerdem kann es zu einer geringen postoperativen Veränderung des mTFA im Langzeitverlauf kommen. In der vorliegenden Studie wurden die postoperativen Röntgenaufnahmen jedoch nach 2–3 Monaten angefertigt, sodass es sich bei diesen Ergebnissen um frühe radiologische Ergebnisse handelt. Die Aussagen der Rückplanungskorrektur sowie die auf der kleinen Fallserie beruhenden Ergebnisse müssen durch eine umfangreichere klinische Studie validiert und mit Vorsicht interpretiert werden.

Kritisch zu beurteilen ist in diesem Zusammenhang allerdings auch, inwieweit operative Korrekturen im Millimeterbereich intraoperativ exakt umgesetzt werden können. So können oszillierende Sägeblätter von sklerosiertem Knochen abgelenkt werden und so zu ungewollten Knochenverlusten führen (Mai und Allee, 2016). Hier sollte für die Zukunft die Möglichkeit der patientenspezifischen Instrumentierung, beispielsweise in Form von

individuell angefertigten Sägeschablonen, weiter untersucht werden. Studien diesbezüglich zeigen bereits vielversprechende Ergebnisse (Jörgens et al., 2022a; Cerciello et al., 2022).

Das anzustrebende Korrekturausmaß ist und bleibt jedoch ein zentrales Problem bei der Planung der Umstellungsosteotomie und der Beurteilung der Präzision. Über das ideale Korrekturziel, die Winkelkorrektur oder den Zielbereich des Schnittpunktes der mechanischen Tragachse auf dem Tibiaplateau, der nach der Operation erreicht werden sollte, gibt es keine einheitliche Meinung. Fraglich erscheint hier auch, inwieweit eine starre Vorgabe eines Korrekturziels sinnvoll ist, denn individuelle Gelenkunterschiede können in einer mathematischen starren Planung nicht berücksichtigt werden. Das Ziel der Korrektur sollte vielmehr auf individuelle Gelenkgegebenheiten, wie das Arthroseausmaß, die Bandlaxizität oder das Ausmaß der knöchernen Fehlstellung angepasst werden und auch in Zusammenschau mit den patientenspezifischen Gegebenheiten, wie dem BMI und dem Patientenwunsch betrachtet werden. Dieses kompromittiert jedoch die Vergleichbarkeit von Studien in Bezug auf das Korrekturausmaß. Um zukünftig die Rate der Über- und Unterkorrekturen nach valgisierenden Tibiakopfosteotomien besser vergleichen zu können, sollte auch eine einheitliche Definition von Fehlkorrekturen etabliert werden.

Die Präzision der Korrekturosteotomien bleibt weiterhin ein komplexes und klinisch relevantes Thema ohne Konsensfindung bezüglich des anzustrebender Korrekturziels. Zusammenfassend konnte die vorliegende Arbeit jedoch zeigen, dass eine verbesserte Präzision durch eine präoperative JLCA-Korrektur unter Verwendung der Formel „JLCA-2/2“ erzielt werden kann, und zwar vor allem bei Betroffenen mit einem pathologisch erhöhten JLCA $> 4^\circ$. Es konnte auch gezeigt werden, dass die Osteotomiehöhe, das heißt der Abstand zwischen Tibiaplateau und Osteotomiespalt, genau geplant und auch intraoperativ entsprechend der Planung umgesetzt werden sollte. Zukünftige Studien zu Korrekturosteotomien sollten eine ganzheitliche Betrachtung des Malalignemnts, in der Planung sowohl die intraartikuläre Fehlstellung als auch die Hingeposition, das Osteotomielevel und die Neigung der Osteotomie sowie individuelle Gelenkgegebenheiten berücksichtigen und einen Bezug zur klinischen Symptomatik herstellen.

6 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Dissertationsarbeit war es, präoperative Faktoren zu identifizieren, die mit postoperativen Fehlkorrekturen bei OW-HTO in Zusammenhang stehen, diese in der Planung zu berücksichtigen und dadurch die Gesamtpräzision der Osteotomie zu verbessern. Dabei spielt der JLCA als Maß der intraartikulären Fehlstellung und dessen Berücksichtigung in der Planung mit Hilfe der Formel „JLCA-2/2“ eine wesentliche Rolle. Es erfolgte eine retrospektive Analyse von 78 prä- und postoperativen Ganzbeinstandaufnahmen von Betroffenen, die aufgrund einer symptomatischen medialen Gonarthrose eine Valguskorrekturosteotomie erhalten haben. Mit Hilfe einer Computersoftware wurde eine digitale Osteotomieplanung durchgeführt, bei der ein Schnittpunkt der mechanischen tibiofemorale Achse mit dem Tibiaplateau von 55–60 % (medial 0 %, lateral 100 %) als Korrekturziel angestrebt wurde. Eine postoperative Abweichung von ± 5 % von diesem Punkt wurde als Über- und Unterkorrektur definiert. Die Planung erfolgte entweder nach der etablierten Methode von Miniaci (Gruppe A) oder mit zusätzlicher Korrektur des JLCA nach der Formel „JLCA-2/2“ (Gruppe B). Darüber hinaus wurde in einer kleinen klinischen Fallserie eine Planung mit der JLCA-Korrektur durchgeführt. Von 78 analysierten Fällen wurde in 37,2 % eine postoperative Fehlkorrektur festgestellt (5,1 % Unterkorrektur, 32,1 % Überkorrektur). Die lineare Regressionsanalyse zeigte, dass der präoperative BMI ($p = 0,04$), der JLCA ($p = 0,0001$) und die Divergenz des Osteotomieniveaus ($p = 0,0005$) mit einer Überkorrektur korrelierten. In einer multiplen Regressionsanalyse blieben der JLCA und die Divergenz des Osteotomieniveaus als signifikante Faktoren bestehen. Die präoperative JLCA-Korrektur reduzierte den geplanten Osteotomiespalt (A: $9,7 \pm 2,8$ mm vs. B: $8,3 \pm 2,4$ mm; ns) und den postoperativen MPTW (A: $94,3 \pm 2,1^\circ$ vs. B: $92,3 \pm 1,5^\circ$; $p < 0,05$) bei Patientinnen und Patienten mit einem präoperativem JLCA $\geq 4^\circ$, was durch eine virtuelle postoperative Korrektur der Fälle mit Überkorrektur validiert wurde. Eine Fallserie ($n = 8$) mit einem präoperativem JLCA > 4 ergab eine postoperative verbesserte Genauigkeit von $3,4 \pm 1,9$ % unter Verwendung der JLCA-Korrektur. So konnten ein präoperativer JLCA $\geq 4^\circ$ sowie eine Divergenz der Osteotomieebene als Risikofaktoren für eine postoperative Überkorrektur identifiziert werden. Um eine ideale postoperative Korrektur und einen reduzierten MPTA zu erzielen, kann eine Korrekturplanung unter Berücksichtigung der Formel „JLCA-2/2“ erfolgen. Das intraoperativ realisierte Osteotomieniveau sollte genau mit der präoperativen Planung übereinstimmen.

6.1 Abstract

Purpose: The aim of this study was to identify and prevent preoperative factors that can be influenced in preoperative planning to reduce postoperative malcorrections.

Methods: Retrospective two-center analysis of 78 pre- and postoperative fully weight-bearing radiographs of patients who underwent valgus osteotomy correction due to symptomatic medial compartment osteoarthritis. A computer software (TraumaCad™, Sectra orthotool) was used to aim for an intersection point of the mechanical tibio-femoral axis (mTFA) with the tibia plateau at 55–60 % (medial 0 %, lateral 100 %). Postoperative divergence ± 5 % of this point was defined as over- and undercorrection. Preoperative joint geometry factors were correlated with postoperative malcorrection. Planning was conducted using the established method described by Miniaci (Group A) and with additional correction of the joint line convergence angle (JLCA) by the formula “JLCA-2/2” (Group B). Additionally, in a small clinical case series, planning was conducted with JLCA-correction. Statistical analysis was performed using (multiple) linear regression analysis and ANOVA with $p < 0.05$ considered significant.

Results: In 78 analysed cases postoperative malcorrection was detected in 37.2 % (5.1 % undercorrection, 32.1 % overcorrection). Linear regression analysis revealed preoperative body mass index (BMI, $p = .04$), JLCA ($p = .0001$) and osteotomy level divergence ($p = .0005$) as factors correlated with overcorrection. In a multiple regression analysis JLCA and osteotomy level divergence remained significant factors. Preoperative JLCA correction reduced the planned osteotomy gap (A 9.7 ± 2.8 mm vs B 8.3 ± 2.4 mm; ns) and postoperative medial proximal tibial angle (MPTW: A $94.3 \pm 2.1^\circ$ vs. B $92.3 \pm 1.5^\circ$; $p < .05$) in patients with preoperative JLCA $\geq 4^\circ$, which was validated by a virtual postoperative correction of cases with overcorrection. A case series ($n = 8$) with a preoperative JLCA > 4 revealed a postoperative accuracy using the JLCA-correction of 3.4 ± 1.9 %.

Conclusion: Preoperative JLCA $\geq 4^\circ$ as well as the tibial osteotomy level divergence were identified as risk factors for postoperative overcorrection. Preoperative JLCA-correction using the formula “JLCA-2/2” is proposed to better control for ideal postoperative correction and reduced MPTA. The intraoperatively realized osteotomy level should be precisely in accordance with the preoperative planning (Behrendt et al., 2022).

7 Abkürzungsverzeichnis

ADTA	Anterior Distal Tibia Angle
aFTW	Anatomischer femorotibialer Winkel
aLDFW	Anatomischer lateraler distaler Femurwinkel
aLDTW	Anatomischer lateraler distaler Tibiawinkel
aMPTW	Anatomischer medialer proximaler Tibiawinkel
BMI	Body-Mass-Index
CT	Computertomografie
DFO	Distale Femurosteotomie
GFW	Gelenkflächenwinkel
HKA	Hip-Knee-Ankle Angle
HTO	High Tibial Osteotomy (hohe tibiale Osteotomie)
ICC	Intraklassen-Korrelationskoeffizient
IKD	Interkondyläre Distanz
IMD	Intermalleolare Distanz
JLCA	Joint Line Convergence Angle
JLO	Joint Line Obliquity
KOOS	Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score
MAD	Mechanical Axis Deviation (mechanische Achsabweichung)
mLDFW	Mechanischer lateraler distaler Femurwinkel/
mLDTW	Mechanischer lateraler distaler Tibiawinkel
mMPTW	Mechanischer medialer proximaler Tibiawinkel
MOWHTO	Medial Open Wedge High Tibial Osteotomy

mTFW/mTFA	Mechanischer tibiofemoraler Winkel / Mechanical Tibiofemoral Angle
MPFL	Mediales patellofemorales Ligament
MPTA	Medial Proximal Tibia Angle
MRT	Magnetresonanztomografie
ns	nicht signifikant
OW-HTO	Open Wedge High Tibial Osteotomy
PDFA	Posterior Distal Femur Angle
PSI	Patientenspezifisches Instrument
SD	Standardabweichung
TBVA	Tibia Bone Varus Angle
USA	United States of America
WBL-Rratio	Weight Bearing Line Ratio
WHO	World Health Organization
VKB	vorderes Kreuzband

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Demografische Daten	39
Tabelle 2:	Radiologische Messwerte und Korrekturfehler	40
Tabelle 3:	Pearson-Korrelationsanalyse der Einflussfaktoren auf die postoperative Überkorrektur.....	41
Tabelle 4:	Multiple lineare Regressionsanalyse der Faktoren, die mit einer Überkorrektur assoziiert sind.....	41
Tabelle 5:	Präoperativer JLCA und dessen Einfluss auf den präoperativ angestrebten Schnittpunkt der mechanischen Tragachse mit dem Tibiaplateau	42
Tabelle 6:	Präoperative Planung mit und ohne JLCA-Korrektur und nachträgliche Validierung.....	43

9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Beinachsen und Gelenkflächenwinkel in der Frontalebene	9
Abbildung 2: Patient mit einem JLCA von 6°.....	10
Abbildung 3: JLCA nach Paley	11
Abbildung 4: Tibia Bone Varus Angle (TBVA)	12
Abbildung 5: Ausrichtungparameter der unteren Extremität mit dem mTFA.....	14
Abbildung 6: Hip-Knee-Ankle Angle (HKA).....	15
Abbildung 7: Achsfehlstellung in der Frontalebene	15
Abbildung 8: Flussdiagramm Achsabweichung	16
Abbildung 9: LOQTEQ®-Osteotomieplatte 4.5 der aap Implantate AG	17
Abbildung 10: TomoFix® – mediale Osteotomieplatte der Firma DePuy Synthes	18
Abbildung 11: Planung einer lateral öffnenden HTO nach Miniaci.....	20
Abbildung 12: Planung einer medial öffnenden tibialen Osteotomie.....	21
Abbildung 13: Fehlerhafte Ganzbeinstandaufnahme	30
Abbildung 14: Digitale Planung.....	31
Abbildung 15: Gelenkwinkel der Frontalebene	32
Abbildung 16: Pathologisch schräge Gelenkfläche	33
Abbildung 17: Digitale Planung OW-HTO	34
Abbildung 18: Osteotomieebene.....	35
Abbildung 19: OW-HTO mit JLCA-Korrektur	36
Abbildung 20: Divergenz des Osteotomielevels.....	37

10 Literaturverzeichnis

- AGNESKIRCHNER, J. D., FREILING, D., HURSCHLER, C. & LOBENHOFFER, P. 2006. Primary stability of four different implants for opening wedge high tibial osteotomy. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, 14, 291–300.
- AGNESKIRCHNER, J. D., HURSCHLER, C., WRANN, C. D. & LOBENHOFFER, P. 2007. The effects of valgus medial opening wedge high tibial osteotomy on articular cartilage pressure of the knee: a biomechanical study. *Arthroscopy*, 23, 852–61.
- AHREND, M.-D., BAUMGARTNER, H., IHLE, C., HISTING, T., SCHRÖTER, S. & FINGER, F. 2021. Influence of axial limb rotation on radiographic lower limb alignment: a systematic review. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 1–18.
- AHREND, M.-D. & SCHRÖTER, S. 2022. Neues ESSKA-Konsenspapier über kniegelenksnahe Osteotomien des symptomatischen, degenerativen Varusknies. *Knie Journal*, 4, 208–211.
- AKAMATSU, Y., NEJIMA, S., TSUJI, M., KOBAYASHI, H. & MURAMATSU, S. 2022. Joint line obliquity was maintained after double-level osteotomy, but was increased after open-wedge high tibial osteotomy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 30, 688–697.
- BEHRENDT, P., AKOTO, R., BARTELS, I., THÜRIG, G., FAHLBUSCH, H., KORTHAUS, A., DALOS, D., HOFFMANN, M., FROSCH, K.-H. & KRAUSE, M. 2022. Preoperative joint line convergence angle correction is a key factor in optimising accuracy in varus knee correction osteotomy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1–10.
- BODE, G., SCHMAL, H., PESTKA, J. M., OGON, P., SÜDKAMP, N. P. & NIEMEYER, P. 2013. A non-randomized controlled clinical trial on autologous chondrocyte implantation (ACI) in cartilage defects of the medial femoral condyle with or without high tibial osteotomy in patients with varus deformity of less than 5. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 133, 43–49.
- BONNIN, M. & CHAMBAT, P. 2004. Current status of valgus angle, tibial head closing wedge osteotomy in media gonarthrosis. *Der Orthopäde*, 33, 135–142.
- BRINKMAN, J.-M., FREILING, D., LOBENHOFFER, P., STAUBLI, A. & VAN HEERWAARDEN, R. 2014. Supracondylar femur osteotomies around the knee. *Der Orthopäde*, 43, 1–10.
- BROUWER, G., TOL, A. V., BERGINK, A., BELO, J., BERNSEN, R., REIJMAN, M., POLS, H. & BIERMA-ZEINSTRAS, S. 2007. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis & rheumatism*, 56, 1204–1211.
- CERCIELLO, S., OLLIVIER, M., CORONA, K., KAOCOGLU, B. & SEIL, R. 2022. CAS and PSI increase coronal alignment accuracy and reduce outliers when compared to traditional technique of medial open wedge high tibial osteotomy: a meta-analysis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 30, 555–566.
- CEREJO, R., DUNLOP, D. D., CAHUE, S., CHANNIN, D., SONG, J. & SHARMA, L. 2002. The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis progression according to baseline stage of disease. *Arthritis Rheum*, 46, 2632–6.
- CHAO, E., NELUHENI, E., HSU, R. & PALEY, D. 1994. Biomechanics of malalignment. *The Orthopedic Clinics of North America*, 25, 379–386.

- CHUNG, J. H., CHOI, C. H., KIM, S.-H., KIM, S.-J., LEE, S.-K. & JUNG, M. 2021. Effect of the Osteotomy Inclination Angle in the Sagittal Plane on the Posterior Tibial Slope of the Tibiofemoral Joint in Medial Open-Wedge High Tibial Osteotomy: Three-Dimensional Computed Tomography Analysis. *Journal of Clinical Medicine*, 10, 4272.
- CICUTTINI, F., WLUKA, A., HANKIN, J. & WANG, Y. 2004. Longitudinal study of the relationship between knee angle and tibiofemoral cartilage volume in subjects with knee osteoarthritis. *Rheumatology*, 43, 321–324.
- COVENTRY, M. B., ILSTRUP, D. M. & WALLRICHS, S. L. 1993. Proximal tibial osteotomy. A critical long-term study of eighty-seven cases. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 75, 196–201.
- DICKSCHAS, J., HARRER, J., PFEFFERKORN, R. & STRECKER, W. 2012. Operative treatment of patellofemoral maltracking with torsional osteotomy. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 132, 289–298.
- DICKSCHAS, J., STAUBLI, A. & HARRER, J. 2019. Kniegelenknahe Korrekturosteotomien. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 157, 203–218.
- DONNEZ, M., OLLIVIER, M., MUNIER, M., BERTON, P., PODGORSKI, J.-P., CHABRAND, P. & PARRATTE, S. 2018. Are three-dimensional patient-specific cutting guides for open wedge high tibial osteotomy accurate? An in vitro study. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 13, 1–8.
- DOWD, G., SOMAYAJI, H. & UTHUKURI, M. 2006. High tibial osteotomy for medial compartment osteoarthritis. *The knee*, 13, 87–92.
- DUGDALE, T. W., NOYES, F. R. & STYER, D. 1992. Preoperative planning for high tibial osteotomy. The effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length. *Clinical orthopaedics and related research*, 248–264.
- ESENKAYA, I., UNAY, K. & AKAN, K. 2012. Proximal tibial osteotomies for the medial compartment arthrosis of the knee: a historical journey. *Strategies in trauma and limb reconstruction*, 7, 13–21.
- FABER, S., ZELLNER, J., ANGELE, P., SPAHN, G., LÖER, I., ZINSER, W. & NIEMEYER, P. 2020. Decision making for concomitant high tibial osteotomy (HTO) in cartilage repair patients based on a nationwide cohort study of 4968 patients. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 140, 1437–1444.
- FEUCHT, M. J., MINZLAFF, P., SAIER, T., COTIC, M., SÜDKAMP, N. P., NIEMEYER, P., IMHOFF, A. B. & HINTERWIMMER, S. 2014. Degree of axis correction in valgus high tibial osteotomy: proposal of an individualised approach. *International Orthopaedics*, 38, 2273–2280.
- FLÖRKEMEIER, S. & LOBENHOFFER, P. 2015. Umstellungsosteotomien und posttraumatische Deformitäten. In: KOHN, D. (ed.) *Expertise Knie*. 1. Auflage ed.: Georg Thieme Verlag KG.
- FROSCH, K. H., AKOTO, R. & SCHMELING, A. 2014. Patellaluxation bei Sportlern. *Der Chirurg*, 85, 879–887.
- FUJISAWA, Y., MASUHARA, K. & SHIOMI, S. 1979. The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. An arthroscopic study of 54 knee joints. *The Orthopedic clinics of North America*, 10, 585–608.
- GALLA, M. & LOBENHOFFER, P. 2006. Die physiologischen Achsenverhältnisse des Beins. *Kniegelenknahe Osteotomien. Stuttgart, New York: Thieme*, 3–9.
- GIFFIN, J. R., VOGRIN, T. M., ZANTOP, T., WOO, S. L. & HARNER, C. D. 2004. Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee. *The American journal of sports medicine*, 32, 376–382.

- GOSHIMA, K., SAWAGUCHI, T., SHIGEMOTO, K., IWAI, S., FUJITA, K. & YAMAMURO, Y. 2019. Comparison of clinical and radiologic outcomes between normal and overcorrected medial proximal tibial angle groups after open-wedge high tibial osteotomy. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 35, 2898–2908. e1.
- HAN, S.-B., IN, Y., OH, K. J., SONG, K. Y., YUN, S. T. & JANG, K.-M. 2019. Complications associated with medial opening-wedge high tibial osteotomy using a locking plate: a multicenter study. *The Journal of arthroplasty*, 34, 439–445.
- HANKEMEIER, S., GOSLING, T., RICHTER, M., HUFNER, T., HOCHHAUSEN, C. & KRETTEK, C. 2006. Computer-assisted analysis of lower limb geometry: higher intraobserver reliability compared to conventional method. *Computer Aided Surgery*, 11, 81–86.
- HARTZ, C., WISCHATTA, R., KLOSTERMEIER, E., PAETZOLD, M., GERLACH, K. & PRIES, F. 2019. Plate-related results of opening wedge high tibial osteotomy with a carbon fiber reinforced poly-ether-ether-ketone (CF-PEEK) plate fixation: a retrospective case series of 346 knees. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 14, 1–9.
- HERBST, M., AHREND, M.-D., GRÜNWALD, L., FISCHER, C., SCHRÖTER, S. & IHLE, C. 2022. Overweight patients benefit from high tibial osteotomy to the same extent as patients with normal weights but show inferior mid-term results. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 30, 907–917.
- HERNIGOU, P., MEDEVIELLE, D., DEBEYRE, J. & GOUTALLIER, D. 1987. Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 69, 332–354.
- HESS, S., MOSER, L. B., AMSLER, F., BEHREND, H. & HIRSCHMANN, M. T. 2019. Highly variable coronal tibial and femoral alignment in osteoarthritic knees: a systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27, 1368–1377.
- HIRSCHMANN, M. T., HESS, S., BEHREND, H., AMSLER, F., LECLERCQ, V. & MOSER, L. B. 2019. Phenotyping of hip–knee–ankle angle in young non-osteoarthritic knees provides better understanding of native alignment variability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27, 1378–1384.
- HOHLOCH, L., KIM, S., MEHL, J., ZWINGMANN, J., FEUCHT, M. J., EBERBACH, H., NIEMEYER, P., SÜDKAMP, N. & BODE, G. 2018. Customized post-operative alignment improves clinical outcome following medial open-wedge osteotomy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26, 2766–2773.
- HOLSCHEN, M. & LOBENHOFFER, P. 2016. Komplikationen kniegelenknäher Umstellungsosteotomien. *Der Orthopäde*, 45, 13–23.
- IMHOFF, A. B., LINKE, R. D. & AGNESKIRCHNER, J. D. 2004. Korrekturosteotomie bei Primary-Varus-, Double-Varus- und Triple-Varus-Knieinstabilität mit Kreuzbandersatz. *Der Orthopäde*, 33, 201–207.
- JAKOB, R. P. & JACOBI, M. 2004. Die zuklappende Tibiakopfosteotomie in der Behandlung der unikompartimentären Arthrose. *Der Orthopäde*, 33, 143–152.
- JEONG, S. H., SAMUEL, L. T., ACUÑA, A. J. & KAMATH, A. F. 2022. Patient-specific high tibial osteotomy for varus malalignment: 3D-printed plating technique and review of the literature. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 32, 845–855.

- JI, W., LUO, C., ZHAN, Y., XIE, X., HE, Q. & ZHANG, B. 2019. A residual intra-articular varus after medial opening wedge high tibial osteotomy (HTO) for varus osteoarthritis of the knee. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 139, 743–750.
- JÖRGENS, M., KEPPLER, A. M., AHRENS, P., PRALL, W. C., BERGSTRAESSER, M., BACHMEIER, A. T., ZECKEY, C., CAVALCANTI KUSSMAU, A., BÖCKER, W. & FÜRMETZ, J. 2022a. 3D osteotomies—improved accuracy with patient-specific instruments (PSI). *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 1–8.
- JÖRGENS, M., KEPPLER, A. M., DEGEN, N., BACHMEIER, A. T., BERGSTRAESSER, M., SASS, J., PRALL, W. C., BÖCKER, W. & FÜRMETZ, J. 2022b. Reliability of 3D planning and simulations of medial open wedge high tibial osteotomies. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 30, 10225536221101699.
- JUNG, W.-H., CHUN, C.-W., LEE, J.-H., HA, J.-H., KIM, J.-H. & JEONG, J.-H. 2013. Comparative Study of Medial Opening-Wedge High Tibial Osteotomy Using 2 Different Implants. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 29, 1063–1071.
- KANG, B. Y., LEE, D. K., KIM, H. S. & WANG, J. H. 2022. How to achieve an optimal alignment in medial opening wedge high tibial osteotomy? *Knee Surgery & Related Research*, 34, 3.
- KAZIMOĞLU, C., AKDOĞAN, Y., ŞENER, M., KURTULMUŞ, A., KARAPINAR, H. & UZUN, B. 2008. Which is the best fixation method for lateral cortex disruption in the medial open wedge high tibial osteotomy? A biomechanical study. *The Knee*, 15, 305–308.
- KIM, G. B., KIM, K. I., SONG, S. J. & LEE, S. H. 2019. Increased Posterior Tibial Slope After Medial Open-Wedge High Tibial Osteotomy May Result in Degenerative Changes in Anterior Cruciate Ligament. *J Arthroplasty*, 34, 1922–1928.
- KIM, M. S., SON, J. M., KOH, I. J., BAHK, J. H. & IN, Y. 2017. Intraoperative adjustment of alignment under valgus stress reduces outliers in patients undergoing medial opening-wedge high tibial osteotomy. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 137, 1035–1045.
- KOHN, L., SAUERSCHNIG, M., ISKANSAR, S., LORENZ, S., MEIDINGER, G., IMHOFF, A. & HINTERWIMMER, S. 2013. Age does not influence the clinical outcome after high tibial osteotomy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21, 146–151.
- KOSHINO, T., TAKEYAMA, M., JIANG, L. S., YOSHIDA, T. & SAITO, T. 2002. Underestimation of varus angulation in knees with flexion deformity. *The Knee*, 9, 275–279.
- KURIYAMA, S., MORIMOTO, N., SHIMOTO, T., TAKEMOTO, M., NAKAMURA, S., NISHITANI, K., ITO, H., MATSUDA, S. & HIGAKI, H. 2019. Clinical efficacy of preoperative 3D planning for reducing surgical errors during open-wedge high tibial osteotomy. *Journal of Orthopaedic Research®*, 37, 898–907.
- LEE, B.-S., JO, B.-K., BIN, S.-I., KIM, J.-M., LEE, C.-R. & KWON, Y.-H. 2019. Hinge fractures are underestimated on plain radiographs after open wedge proximal tibial osteotomy: evaluation by computed tomography. *The American Journal of Sports Medicine*, 47, 1370–1375.
- LEE, S.-S., CELIK, H. & LEE, D.-H. 2018. Predictive factors for and detection of lateral hinge fractures following open wedge high tibial osteotomy: plain

- radiography versus computed tomography. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 34, 3073–3079.
- LEE, S.-S., KIM, J. H., KIM, S., JUNG, E. Y., RYU, D. J., LEE, D. K. & WANG, J. H. 2022. Avoiding Overcorrection to Increase Patient Satisfaction After Open Wedge High Tibial Osteotomy. *The American Journal of Sports Medicine*, 50, 2453–2461.
- LOBENHOFFER, P., AGNESKIRCHNER, J. D. & ZOCH, W. 2004. Open valgus alignment osteotomy of the proximal tibia with fixation by medial plate fixator. *Der Orthopade*, 33, 153–160.
- LOBENHOFFER, P., VAN HEERWAARDEN, R. & AGNESKIRCHNER, J. D. 2014. *Kniegelenknahe Osteotomien: Indikation-Planung-Operationstechniken mit Plattenfixateuren*, Georg Thieme Verlag.
- MADERBACHER, G., MATUSSEK, J., GREIMEL, F., GRIFKA, J., SCHAUMBURGER, J., BAIER, C. & KESHMIRI, A. 2021. Lower limb malrotation is regularly present in long-leg radiographs resulting in significant measurement errors. *The Journal of Knee Surgery*, 34, 108–114.
- MAI, S. & ALLEE, W. 2016. 10-Jahres-Ergebnisse der Knie-TEP-Implantation mit dem Robotersystem CASPAR. *Orthopädische und Unfallchirurgische Prax*, 10, 576.
- MARTAY, J. L., PALMER, A. J., BANGERTER, N. K., CLARE, S., MONK, A. P., BROWN, C. P. & PRICE, A. J. 2018. A preliminary modeling investigation into the safe correction zone for high tibial osteotomy. *The Knee*, 25, 286–295.
- MARTI, C. B., GAUTIER, E., WACHTL, S. W. & JAKOB, R. P. 2004. Accuracy of frontal and sagittal plane correction in open-wedge high tibial osteotomy. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 20, 366–372.
- MARTINEK, V. & IMHOFF, A. 2003. Tibiale Umstellungsosteotomie am Kniegelenk-Renaissance eines klassischen Verfahrens. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54, 229–232.
- MCKELLOP, H. A., SIGHOLM, G., REDFERN, F. C., DOYLE, B., SARMIENTO, A. & LUCK, J. V., SR. 1991. The effect of simulated fracture-angulations of the tibia on cartilage pressures in the knee joint. *J Bone Joint Surg Am*, 73, 1382–91.
- MEHL, J., OTTO, A., KIA, C., MURPHY, M., OBOPILWE, E., IMHOFF, F. B., FEUCHT, M. J., IMHOFF, A. B., ARCIERO, R. A. & BEITZEL, K. 2020. Osseous valgus alignment and posteromedial ligament complex deficiency lead to increased ACL graft forces. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 28, 1119–1129.
- MICICOI, G., KHAKHA, R., KLEY, K., WILSON, A., CERCIELLO, S. & OLLIVIER, M. 2020. Managing intra-articular deformity in high Tibial osteotomy: a narrative review. *J Exp Orthop*, 7, 65.
- MIETTINEN, S. S., MIETTINEN, H. J., JALKANEN, J., JOUKAINEN, A. & KRÖGER, H. 2022. Survival and failure analysis of 167 medial opening wedge high tibial osteotomy with a locking titanium plate. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 108, 103228.
- MILLER, B. S., DOWNIE, B., MCDONOUGH, E. B. & WOJTYS, E. M. 2009. Complications after medial opening wedge high tibial osteotomy. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 25, 639–646.
- MINIACI, A., BALLMER, F., BALLMER, P. & JAKOB, R. 1989. Proximal tibial osteotomy. A new fixation device. *Clinical orthopaedics and related research*, 250–259.

- MOON, S. W., PARK, S. H., LEE, B. H., OH, M., CHANG, M., AHN, J. H. & WANG, J. H. 2015. The effect of hinge position on posterior tibial slope in medial open-wedge high tibial osteotomy. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 31, 1128–1133.
- MOON, S. W., RYU, J. Y., LEE, S.-J., WOO, S. W., PARK, S. H. & CHOI, Y. 2021. The effect of the sagittal plane osteotomy inclination on the posterior tibial slope in medial open wedge HTO: experimental study with a square column model. *BMC musculoskeletal disorders*, 22, 1–7.
- MORELAND, J. R., BASSETT, L. & HANKER, G. 1987. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 69, 745–749.
- MULLER, M. 1969. Manual der Osteosynthese. AO-Technik. 130–132. Springer Verlag.
- MUNIER, M., DONNEZ, M., OLLIVIER, M., FLECHER, X., CHABRAND, P., ARGENSON, J.-N. & PARRATTE, S. 2017. Can three-dimensional patient-specific cutting guides be used to achieve optimal correction for high tibial osteotomy? Pilot study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 103, 245–250.
- NA, Y. G., LEE, B. K., CHOI, J. U., LEE, B. H. & SIM, J. A. 2021. Change of joint-line convergence angle should be considered for accurate alignment correction in high tibial osteotomy. *Knee Surgery & Related Research*, 33, 4.
- NAKAYAMA, H., SCHRÖTER, S., YAMAMOTO, C., ISEKI, T., KANTO, R., KUROSAKA, K., KAMBARA, S., YOSHIYA, S. & HIGA, M. 2018. Large correction in opening wedge high tibial osteotomy with resultant joint-line obliquity induces excessive shear stress on the articular cartilage. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26, 1873–1878.
- NER, E. B., NAKAMURA, N., LATTERMANN, C. & MCNICHOLAS, M. J. 2022. Knee registries: state of the art. *Journal of ISAKOS*.
- NHA, K. W., KIM, K. W., BAE, J. H., JANG, K.-M. & KIM, S.-G. 2021. Detection of Lateral Hinge Fractures After Medial Closing Wedge Distal Femoral Osteotomy: Computed Tomography Versus Plain Radiography. *The American Journal of Sports Medicine*, 49, 3350–3356.
- NIEMEYER, P. 2021. *High Tibial Osteotomy (HTO) – Surgical Technique DEUTSCHE FASSUNG (German Language)* [Online]. Available: <https://www.vumedi.com/video/high-tibial-osteotomy-hto-surgical-technique-deutsche-fassung-german-language/> [Zugegriffen am 01.02.2022, 19:30].
- OGAWA, H., MATSUMOTO, K., OGAWA, T., TAKEUCHI, K. & AKIYAMA, H. 2016. Preoperative varus laxity correlates with overcorrection in medial opening wedge high tibial osteotomy. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 136, 1337–1342.
- OH, K.-J., KO, Y. B., BAE, J. H., YOON, S. T. & KIM, J. G. 2016. Analysis of knee joint line obliquity after high tibial osteotomy. *The Journal of Knee Surgery*, 29, 649–657.
- OZEL, O., YUCEL, B., MUTLU, S., ORMAN, O. & MUTLU, H. 2017. Changes in posterior tibial slope angle in patients undergoing open-wedge high tibial osteotomy for varus gonarthrosis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25, 314–318.
- PALEY, D. 2002. Normal Lower Limb Alignment and Joint Orientation. *Principles of Deformity Correction*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

- PALEY, D., HERZENBERG, J. E., TETSWORTH, K., MCKIE, J. & BHAVE, A. 1994. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *Orthopedic Clinics of North America*, 25, 425–466.
- PALEY, D. & PFEIL, J. 2000. Prinzipien der kniegelenknahen Deformitätenkorrektur. *Der Orthopäde*, 29, 18–38.
- PAPE, D., SEIL, R., ADAM, F., RUPP, S., KOHN, D. & LOBENHOFFER, P. 2004. Bildgebung und präoperative Planung der Tibiakopfosteotomie. *Der Orthopäde*, 33, 122–134.
- PAPE, D., VAN HEERWAARDEN, R., HAAG, M., SEIL, R. & MADRY, H. 2014. Kniegelenknahe Osteotomietechniken. *Der Orthopäde*, 43, 966–975.
- PARK, J.-G., KIM, J.-M., LEE, B.-S., LEE, S.-M., KWON, O.-J. & BIN, S.-I. 2020. Increased preoperative medial and lateral laxity is a predictor of overcorrection in open wedge high tibial osteotomy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 28, 3164–3172.
- PETERSEN, W., HEES, T. & HARRER, J. 2019. Korrektur knöcherner Deformitäten bei vorderer Instabilität: „Slope“ und „Varus thrust“. *Knie Journal*, 1, 7–16.
- RADTKE, K., GÓMEZ DAMMEIER, B. & BRAUN, S. 2021. Radiologische Analyse von Achsfehlstellungen des Knies in der Frontalebene. *Der Orthopäde*, 50, 520–527.
- RUPP, M.-C., WINKLER, P. W., LUTZ, P. M., IRGER, M., FORKEL, P., IMHOFF, A. B. & FEUCHT, M. J. 2022. Dislocated hinge fractures are associated with malunion after lateral closing wedge distal femoral osteotomy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 30, 982–992.
- RYU, D. J., LEE, S.-S., JUNG, E. Y., KIM, J. H., SHIN, T. S. & WANG, J. H. 2021. Reliability of preoperative planning method that considers latent medial joint laxity in medial open-wedge proximal tibial osteotomy. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 9, 23259671211034151.
- SCHELKER, B., MORET, C., DOGAN, O., AMSLER, F., RASCH, H., HÜGLI, R. & HIRSCHMANN, M. 2022. Increased patellar bone tracer uptake in preoperative SPECT/CT before medial opening high tibial osteotomy correlates with inferior clinical outcome. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 30, 397–406.
- SCHMITT, E., HEISEL, J., JANI, L. & SCHUHMACHER, G. 2002. Kniegelenknahe Beinachsenfehlstellung. *Leitlinien der Orthopädie. Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln.*
- SCHRÖTER, S., ATESCHRANG, A., IHLE, C., STÖCKLE, U., KONSTANTINIDIS, L. & DÖBELE, S. 2014. Die Fraktur der Gegenkortikalis bei der aufklappenden Osteotomie des Tibiakopfes. *Der Orthopäde*, 43, 1000–1007.
- SCHRÖTER, S., GÜNZEL, J., FREUDE, T., ATESCHRANG, A., STÖCKLE, U. & ALBRECHT, D. 2012. Precision in the planning of open wedge HTO. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 150, 368–373.
- SCHRÖTER, S. & HARRER, J. 2022a. Analyse der Beingeometrie bei komplexen Beindeformitäten. *Knie Journal*, 1–14.
- SCHRÖTER, S. & HARRER, J. 2022b. Osteotomieplanung. *Knie Journal*, 1–11.
- SCHRÖTER, S., IHLE, C., ELSON, D., DÖBELE, S., STÖCKLE, U. & ATESCHRANG, A. 2016. Surgical accuracy in high tibial osteotomy: coronal equivalence of computer navigation and gap measurement. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24, 3410–3417.
- SCHRÖTER, S., IHLE, C., MUELLER, J., LOBENHOFFER, P., STÖCKLE, U. & VAN HEERWAARDEN, R. 2013. Digital planning of high tibial osteotomy.

- Interrater reliability by using two different software. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21, 189–196.
- SCHRÖTER, S., NAKAYAMA, H., IHLE, C., AHREND, M.-D. & KUWASHIMA, U. 2020. Minimal-invasive biplanare Closed-wedge-DFO (Distale Femurosteotomie). *Knie Journal*, 2, 212–219.
- SHARMA, L., CHMIEL, J. S., ALMAGOR, O., FELSON, D., GUERMAZI, A., ROEMER, F., LEWIS, C. E., SEGAL, N., TORNER, J. & COOKE, T. D. V. 2013. The role of varus and valgus alignment in the initial development of knee cartilage damage by MRI: the MOST study. *Annals of the rheumatic diseases*, 72, 235–240.
- SHETTY, G. M., MULLAJI, A., DEL KHALIFA, A. A., RAY, A. & NIKUMBHA, V. 2017. The effect of sagittal knee deformity on preoperative measurement of coronal mechanical alignment during total knee arthroplasty. *Knee Surgery & Related Research*, 29, 110.
- SHIVJI, F. S., FOSTER, A., RISEBURY, M. J., WILSON, A. J. & YASEN, S. K. 2021. Ten-year survival rate of 89 % after distal femoral osteotomy surgery for lateral compartment osteoarthritis of the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 29, 594–599.
- SIM, J. A., KWAK, J. H., YANG, S. H., CHOI, E. S. & LEE, B. K. 2010. Effect of weight-bearing on the alignment after open wedge high tibial osteotomy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18, 874–878.
- SPECTOR, T. D., CICUTTINI, F., BAKER, J., LOUGHLIN, J. & HART, D. 1996. Genetic influences on osteoarthritis in women: a twin study. *Bmj*, 312, 940–3.
- STAUBLI, A. 2014. 7 Konstruktions-und Anwendungsprinzipien des winkelstabilen Plattenfixateurs TomoFix zur Stabilisierung der proximalen Tibiaosteotomie. *Kniegelenknahe Osteotomien: Indikation-Planung-Operationstechniken mit Plattenfixateuren*, 77.
- TSUJI, M., AKAMATSU, Y., KOBAYASHI, H., MITSUGI, N., INABA, Y. & SAITO, T. 2020. Joint line convergence angle predicts outliers of coronal alignment in navigated open-wedge high tibial osteotomy. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 140, 707–715.
- VALDES, A. M. & SPECTOR, T. D. 2010. The genetic epidemiology of osteoarthritis. *Current Opinion in Rheumatology*, 22, 139–143.
- VAN DEN BEKEROM, M. P., PATT, T. W., KLEINHOUT, M. Y., VAN DER VIS, H. M. & ALBERS, G. R. 2008. Early Complications After High Tibial Osteotomy—A Comparison of Two Techniques. *The journal of knee surgery*, 21, 68–74.
- 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. *The American journal of sports medicine*, 37, 481–487.
- VAN RAAIJ, T. M., TAKACS, I., REIJMAN, M. & VERHAAR, J. A. 2009. Varus inclination of the proximal tibia or the distal femur does not influence high tibial osteotomy outcome. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17, 390–395.
- WANG, D., WILLINGER, L., ATHWAL, K. K., WILLIAMS, A. & AMIS, A. A. 2021. Knee joint line obliquity causes tibiofemoral subluxation that alters contact areas and meniscal loading. *The American Journal of Sports Medicine*, 49, 2351–2360.

- WANG, J. H., BAE, J. H., LIM, H. C., SHON, W. Y., KIM, C. W. & CHO, J. W. 2009. Medial open wedge high tibial osteotomy: the effect of the cortical hinge on posterior tibial slope. *The American Journal of Sports Medicine*, 37, 2411–2418.
- WANG, J. H., WON, Y., MIN, Y. K., JAISWAL, S., LEE, B. H. & KIM, J.-Y. 2020. Preoperative latent medial laxity and correction angle are crucial factors for overcorrection in medial open-wedge high tibial osteotomy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 28, 1411–1418.
- WHO. 2010. *A healthy lifestyle – WHO recommendations* [Online]. Available: <https://www.who.int/europe/news-room/fact-sheets/item/a-healthy-lifestyle---who-recommendations> [Zugegriffen am 01.07.2022 2022].
- WOODACRE, T., RICKETTS, M., EVANS, J. T., PAVLOU, G., SCHRANZ, P., HOCKINGS, M. & TOMS, A. 2016. Complications associated with opening wedge high tibial osteotomy—a review of the literature and of 15 years of experience. *The Knee*, 23, 276–282.
- YANG, J. C.-S., CHEN, C.-F., LUO, C.-A., CHANG, M.-C., LEE, O. K., HUANG, Y. & LIN, S.-C. 2018. Clinical experience using a 3D-printed patient-specific instrument for medial opening wedge high tibial osteotomy. *BioMed Research International*, 2018.
- YOON, S.-D., ZHANG, G., KIM, H.-J., LEE, B.-J. & KYUNG, H.-S. 2016. Comparison of cable method and miniaci method using picture archiving and communication system in preoperative planning for open wedge high tibial osteotomy. *Knee Surgery & Related Research*, 28, 283.

11 Danksagung

Zuerst gilt mein Dank meinem Doktorvater PD Dr. Matthias Krause: Er hat mir diese Doktorarbeit ermöglicht und stand mir während der gesamten Durchführung stets mit Rat und Tat zur Seite.

Ebenfalls danke ich Univ.-Professor Dr. Karl-Heinz Frosch, Direktor der Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie und Orthopädie, für die Möglichkeit der Durchführung dieser Arbeit in seiner Klinik.

Darüber hinaus gilt mein besonderer Dank PD Dr. Peter Behrendt für seine intensive Betreuung bei der Anfertigung dieser Arbeit sowie für seine technische Assistenz bei der Durchführung der Messungen. Durch seine herausragende Unterstützung und mit unermüdlichem Engagement hat er es immer wieder geschafft, meine Motivation, die letztendlich zum Abschluss dieser Arbeit führte, auch in schwierigen Phasen stets aufrechtzuerhalten.

Weiterhin möchte ich mich bei meiner Kollegin und guten Freundin Dr. Julia Ehrlich für das Korrekturlesen und die kritische und konstruktive Auseinandersetzung mit dieser Arbeit bedanken.

Als letztes möchte ich mich bei meiner Familie bedanken, die mich auf meinem Weg zur Promotion begleitet und mich immer unterstützt hat.

12 Lebenslauf

Lebenslauf wurde aus datenschutzrechtlichen Gründen entfernt.

13 Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Ich erkläre mich einverstanden, dass meine Dissertation vom Dekanat der Medizinischen Fakultät mit einer gängigen Software zur Erkennung von Plagiaten überprüft werden kann.

Unterschrift: