

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie

Hohe tibiale Umstellungsosteotomie in open wedge-Technik:
Radiologische Beurteilung der Beinachse, des tibialen slopes und frühe
klinische Ergebnisse

Evaluation einer Computernavigation für die hohe tibiale
Umstellungsosteotomie anhand eines Präzisions-Modells

Mario Morgenstern

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität
München zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender:

Univ.- Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.- Prof. Dr. A. Imhoff
2. Priv.- Doz. Dr. H. W. Gollwitzer

Die Dissertation wurde am 30.09.2010 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin
am 06.04.2011 angenommen.

Für meine Großeltern

1	EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG	2
1.1	Fragestellung	2
1.2	Anatomie und Funktion des Kniegelenks	4
1.2.1	Aufbau des Kniegelenks	4
1.2.2	Mechanik des Kniegelenks	5
1.2.3	Physiologische Achsen des Kniegelenks.....	6
1.2.4	Der hyaline Gelenkknorpel	8
1.3	Unikompartmentelle Kniegelenksarthrose	10
1.3.1	Ätiologie der Gonarthrose.....	10
1.3.2	Pathogenese der Gonarthrose.....	11
1.3.3	Achsenfehlstellung bei unikompartmenteller Gonarthrose.....	13
1.3.4	Klinischer Befund und klinische Untersuchung bei Gonarthrose	15
1.3.5	Radiologische Befunde der Gonarthrose.....	16
1.4	Hohe Tibiakopf-Korrekturosteotomie (HTO)	21
1.4.1	Therapieoptionen bei Gonarthrose	21
1.4.2	Indikationen und Kontraindikationen der HTO	23
1.4.3	Operationstechniken der HTO	24
1.4.4	Ziel der HTO	29
1.4.5	Präoperative Planung der HTO.....	31
1.4.6	Nachbehandlung der HTO	33
1.4.7	Komplikationen der HTO	33
1.4.8	Prognosefaktoren und Ergebnisse der HTO.....	34
1.5	Computerassistierte Chirurgie	36
1.5.1	Prinzipien der computerassistierten Chirurgie	36
1.5.1.1	Aufbau von Navigationssystemen.....	36
1.5.1.2	Kalibrierung, Referenzierung und Registrierung.....	37
1.5.1.3	Planung und Navigation	39
1.5.2	Trackingsysteme.....	39
1.5.2.1	Mechanische Trackingsysteme.....	40
1.5.2.2	Akustische Trackingsysteme.....	40
1.5.2.3	Elektro-Magnetische Trackingsysteme (EMAT).....	40

1.5.2.4	Optische Trackingsysteme.....	41
2	MATERIAL UND METHODEN	45
2.1	Material und Methoden der klinischen Studie.....	45
2.1.1	Material.....	45
2.1.1.1	Patientenkollektiv	45
2.1.1.2	Einschlusskriterien	46
2.1.1.3	Ausschlusskriterien	47
2.1.2	Methoden.....	47
2.1.2.1	Nachuntersuchungszeitraum	47
2.1.2.2	Radiologische Untersuchung.....	48
2.1.2.3	Visuelle Analog Skala	49
2.1.2.4	Lysholm-Score	49
2.1.2.5	Body Mass Index (BMI).....	49
2.1.2.6	Präoperative Planung.....	50
2.1.2.7	Operationstechnik	50
2.1.2.8	Postoperative Rehabilitation	52
2.1.2.9	Statistische Auswertung der klinischen Studie	53
2.2	Material und Methoden der experimentellen Studie	54
2.2.1	Material.....	54
2.2.1.1	HTO-Computernavigationssystem.....	54
2.2.1.2	Präzisions-Modell.....	65
2.2.2	Methoden.....	71
2.2.2.1	Vergleichsmessung bei kompletter Registrierung	71
2.2.2.2	Messungen von Distanzen am Modell mit Hilfe der Computernavigation und Vergleich dieser mit der Konstruktionsskizze.....	74
2.2.2.3	Messungen zur Genauigkeit beim Distalisieren der tibialen Referenzgeometrie ...	79
2.2.2.4	Statistische Auswertung der experimentellen Studie.....	81
3	ERGEBNISSE	82
3.1	Ergebnisse der klinischen Studie.....	82
3.1.1	Ergebnisse der Beinachsen-Korrektur	82
3.1.2	Auswertung des klinischen Outcomes	83
3.1.3	Einfluss der Größe des Korrekturwinkels in der Frontalebene auf den tibial slope	84

3.1.4	Korrelation der Genauigkeit der Beinachsen-Korrektur mit dem klinischen Outcome	85
3.1.5	Korrelation des Body Mass Index mit der Genauigkeit der Beinachsenkorrektur und dem klinischen Outcome	88
3.1.6	Komplikationen	88
3.2	Ergebnisse der experimentellen Studie.....	89
3.2.1	Vergleichsmessungen bei kompletter Registrierung.....	89
3.2.2	Messungen von Distanzen am Modell mit Hilfe der Computernavigation und Vergleich dieser mit der Konstruktionsskizze	90
3.2.3	Messungen zur Genauigkeitsänderung bei Distalisierung der tibialen Referenzgeometrie	93
4	DISKUSSION.....	97
5	ZUSAMMENFASSUNG.....	105
6	LITERATURVERZEICHNIS	108
7	ANHANG	119
7.1	Lysholm Score	119
7.2	Konstruktionsskizzen des Präzisions-Modells	120

Abkürzungen: (Glossar und Verzeichnis der in Text und Abbildungen verwendeten Abkürzungen)

AFTW	anatomischer femorotibialer Winkel
ALDFW	anatomischer lateraler-distaler Femurwinkel
AMPTW	anatomischer medialer-proximaler Tibiawinkel
AO	Arbeitskreis für Osteosynthesefragen
Art.	Articulatio
BMI	Body Mass Index
Fu	Follow up (=Nachuntersuchung)
Fu. 1	Nachuntersuchung nach 3 Monaten
Fu. 2	Nachuntersuchung nach 6 Monaten
Fu. 3	Nachuntersuchung nach 36 Monaten
GAG	Glykosaminoglykane
GFW	Gelenkflächenwinkel
H/A Länge	Hip/Ankle Länge (=Abstand HKZ/OSGZ)
HKB	Hinteres Kreuzband
HKZ	Hüftkopfbereich
KGZ	Kniegelenkszentrum
LCP	Locking Compression Plate
LDTW	lateraler-distaler Tibiawinkel
LISS	Less Invasive Stabilization System
M.	Musculus
MPTA	medialer proximaler Tibiawinkel
OSG	Oberes Sprunggelenk
OSGZ	Oberes Sprunggelenkszentrum
SD	Standradabweichung
VAS	Visuelle analog Skala
VKB	Vorderes Kreuzband
WBL	Weight Bearing Line (=Traglinie)

1 Einleitung und Fragestellung

1.1 Fragestellung

Die Gonarthrose ist ein weit verbreitetes und häufiges Krankheitsbild. Etwa 80% der orthopädischen Patienten jenseits des 60. Lebensjahres zeigen im Röntgenbild der großen Gelenke deutliche Arthrosezeichen, wobei der Anteil von Gonarthrosepatienten hierbei zwischen 30 und 50% schwankt (28). Ab dem 60. Lebensjahr werden die Patienten mit entsprechender Symptomatik mit einem endoprothetischen Gelenkersatz versorgt. Bei jüngeren und bzw. oder aktiveren Patienten mit symptomatischer unikompartimenteller Gonarthrose, wie z.B. nach frühzeitigem Meniskusverlust, wird eine hohe tibiale Umstellungsosteotomie (HTO) dem endoprothetischen Ersatz vorgezogen und kann diesen hinauszögern (28, 50, 70, 83, 176). Das Ziel der HTO ist die mechanische Entlastung des betroffenen Kompartiments und die Änderung der Druckverteilung auf den Gelenkknorpel, um den Circulus vitiosus der Pathogenese der Gonarthrose bei Achsfehlstellung zu durchbrechen. Dies soll eine Schmerzreduktion und Verzögerung des Knorpelverschleißes bewirken.

Es existieren zwei grundsätzliche Techniken der HTO, welche derzeit am häufigsten angewandt werden: die laterale closed wedge und die mediale open wedge Osteotomie. Die open wedge Osteotomie hat mit der Entwicklung neuer winkelstabiler Implantate an Bedeutung gewonnen und findet aufgrund ihrer Vorteile gegenüber der closed wedge Osteotomie vermehrte Verwendung. Die Vorteile sind eine einzige transversale Osteotomie, keine Osteotomie der Fibula, eine geringere Invasivität, und kein Verlust von Knochensubstanz (69, 70, 96, 97, 165).

In zahlreichen Studien konnte gezeigt werden, dass mit der HTO gute kurz- bis mittelfristige Ergebnisse erzielt werden können (26, 28, 66, 82, 83, 106, 137, 188). Der Therapieerfolg ist allerdings stark von einer optimalen und exakten Korrektur abhängig (143). Mit den konventionellen Operationstechniken ist es jedoch schwierig eine präzise Korrektur zu erlangen (92). Verglichen mit den klinischen Anforderungen, welche die mechanische Achse der unteren Extremität in einem engen Zielbereich von $\pm 2^\circ$ erwarten, kann eine hohe Variabilität der postoperativen Achsausrichtung beobachtet werden (134). Die Evaluation von veröffentlichten klinischen Ergebnissen ergab eine Gesamt-Standardabweichung der postoperativen

Achsausrichtung von $2,5^\circ$, wenn die Osteotomie mit einem Schneidblock durchgeführt wurde und von $5,6^\circ$, wenn auf den Gebrauch einer Sägehilfe verzichtet wurde (42). Ein Grund für die schlechte postoperative Achsausrichtung ist die unzuverlässige und ungenaue präoperative Planung mittels Ganzbein Röntgen-Aufnahme (29). Die konventionelle Ganzbein Röntgen-Aufnahme ist ungenau, weil entweder die Rotation der unteren Extremität, oder die Bildparallaxe zu einem Messfehler führen können (87, 122, 186). Des Weiteren hängt die Größe des Korrekturwinkels nicht nur von der statischen Messung der Deformität, sondern auch von der dynamischen Analyse der Beinachse sowie von der Position der Osteotomie-Ebene und der Größe des zu operierenden Knochens ab (29). Diese Probleme und die individuell unterschiedliche Erfahrung des Operateurs resultieren oft in einer Unter- oder Überschätzung des Korrekturwinkels (92).

Das HTO Computernavigations-System zielt auf die aufgeführten Problemstellungen ab. Es ermöglicht eine intraoperative Planung der Osteotomie ohne Ganzbein-Röntgenaufnahme und gewährleistet eine intraoperative Führung der Osteotomie um die Abweichungen durch individuelle Einschätzungen zu minimieren (62, 100, 142, 157).

In dieser Arbeit wird die Evaluation des HTO Computernavigations-Systems VectorVision® der Firma BrainLab (Feldkirchen) anhand eines Präzisions-Modells aufgeführt. Durch bestimmte Versuchsaufbauten wurde dieses System auf die vom Hersteller vorgegebene Genauigkeit überprüft. Eine hohe Genauigkeit des Computernavigations-Systems führt zu einer präzisen Planung und Umsetzung der Osteotomie und stellt somit die Grundlage für einen guten postoperativen Verlauf dar.

Die Basis für die Einführung und die Evaluation des HTO Computernavigations-Systems stellt die Literaturrecherche über den Zusammenhang zwischen der Genauigkeit der Beinachsen-Korrektur und dem klinischen Outcome, sowie die Erkenntnisse aus der ebenfalls in dieser Arbeit durchgeführten klinischen Studie dar. In der Studie wurden die Genauigkeit der Achskorrektur in der Frontalebene und die Änderung des tibialen Slopes bei open-wedge Osteotomie und die Auswirkungen dieser auf das klinische Ergebnis im mittelfristigen Verlauf der Patienten untersucht.

1.2 Anatomie und Funktion des Kniegelenks

Im folgenden Kapitel werden der anatomische Aufbau und die Funktion des Kniegelenkes erläutert.

1.2.1 Aufbau des Kniegelenks

Das Kniegelenk, *Articulatio genus*, ist ein zusammengesetztes Gelenk aus Femorotibialgelenk (*Art. femorotibialis*) und Femoropatellargelenk (*Art. femoropatellaris*), bestehend aus den drei knöchernen Bestandteilen Femur, Tibia und Patella. Das Femorotibialgelenk ist ein bikondyläres Gelenk bestehend aus den walzenförmigen Femurkondylen und den beiden Gelenkflächen des Tibiaplateaus. Zwischen den beiden Gelenkflächen der proximalen Tibia liegt eine knorpelfreie, extraartikuläre Erhabenheit, die *Eminentia intercondylaris*. Das Kniegelenk wird von der Gelenkkapsel (*Capsula articularis*) umfasst.

Der *Meniscus medialis* und der *Meniscus lateralis*, welche aus Faserknorpel bestehen, gleichen die Inkongruenz des Femorotibialgelenkes aus. Die C-förmigen Menisken haben einen keilförmigen Querschnitt. Der laterale Meniskus hat eine mehr kreisförmige, der mediale Meniskus eine mehr halbmondförmige Anordnung. Aufgrund seiner Form und der Verwachsung mit dem medialen Seitenband ist der mediale Meniskus nicht so verschieblich und damit anfälliger für Torsionstraumen des Kniegelenkes. Funktionell bilden die Menisken eine verformbare Ergänzung des Kniegelenks, wobei sie bei Beugung im Kniegelenk passiv nach dorsal geschoben werden und somit die Kongruenz des Gelenkes in sämtlichen physiologischen Positionen sicherstellen. Weitere Aufgaben sind die gleichmäßige Kraftverteilung sowie die Sicherung von Stabilität und Führung im Gelenk.

Mitverantwortlich für die Stabilität und Führung im Kniegelenk bei außerordentlich großem Bewegungsumfang, mit einer Flexion von bis zu 140°, ist neben den beiden Menisken der komplexe Bandapparat. Die wichtigsten Strukturen des Bandapparates sind die beiden Seitenbänder und die beiden Kreuzbänder. Die Kreuzbänder verhindern vorwiegend Gleitbewegungen von Femur und Tibia nach ventral und

dorsal (Schubladenbewegung) sowie Rotationsbewegungen.

Das vordere Kreuzband (Lig. cruciatum anterius) entspringt an der medialen Fläche des lateralen Femurkondylus und setzt an der Eminentia intercondylaris an.

Das hintere Kreuzband (Lig. cruciatum posterius) zieht von der ventralen Innenfläche des medialen Femurkondylus nach schräg dorsal zum posterioren Anteil der Area intercondylaris.

Die Seitenbänder schränken Ab- und Adduktionsbewegungen im Kniegelenk ein, wobei sie die wichtigen Bänder für die Funktion des Dreh-Scharniergelenkes darstellen, da sie bei Streckung gespannt werden und das Knie feststellen. In der Beugung erschlaffen sie und ermöglichen Rotationsbewegungen der Tibia. Das mediale Kollateralband (Lig. collaterale tibiale) verläuft vom Epicondylus medialis femoris zur proximalen Tibia. Es ist mit der Kapsel und dem Meniscus medialis fest verwachsen. Das laterale Kollateralband (Lig. collaterale fibulare) zieht vom Epicondylus lateralis femoris zum Fibulaköpfchen (Caput fibulae).

1.2.2 Mechanik des Kniegelenks

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers und weist die längsten Hebelarme auf. Dabei lässt das Femorotibialgelenk Bewegungen über fünf Freiheitsgrade zu: Flexion/ Extension, Innen- und Außenrotation, Ab- und Adduktion und Translation in anteriorer und posteriorer Richtung sowie in medialer/lateraler Richtung. Aufgrund der langen Hebelarme kommt es zu erheblichen Belastungsmomenten im Kniegelenk. Es wird überwiegend durch axiale Druckkräfte beansprucht, die beim Gehen auf ebenem Grund das 3,4-fache und bei Treppaufgehen sogar das 4,3-fache des Körpergewichts betragen (123, 124). Die aktive Beugung liegt bei gestrecktem Hüftgelenk bei etwa 125°, bei gebeugtem Hüftgelenk erreicht sie 140°. Die Streckung ist aktiv in der Regel bis zur Neutral-Null-Stellung möglich und kann passiv um 5-10° erweitert werden. Die Beugebewegung ist eine kombinierte Gleit-Roll-Bewegung, wobei bei einer Beugung bis etwa 25° die Femurkondylen nach dorsal abrollen. Bei weiterer Beugung drehen die Kondylen unter Zug der Kreuzbänder auf der Stelle mit geringer Vor- und Rückgleitbewegung (36). Die beiden Kreuzbänder weisen in unterschiedlichen Stellungen des Gelenks

verschiedene Spannungszustände auf und gewährleisten dadurch eine sichere und stabile Führung des Kniegelenks. Bei voller Streckung ist das vordere Kreuzband am stärksten gespannt und gegensätzlich ist bei maximaler Beugung das hintere Kreuzband unter Spannung. Innen- und Außenrotation der Tibia gegen das Femur sind nur in mittlerer Beugestellung maximal möglich, da in dieser Position die Kreuz- und die Seitenbänder eine geringe Spannung aufweisen. Bei der Innenrotation werden die Kreuzbänder umeinander gewickelt, deshalb ist der Umfang der Innenrotation (10°) geringer als der Außenrotation (30°). Im Femoropatellargelenk findet eine Gleitbewegung der Patella über eine Strecke von 5 bis 7 cm statt (124).

1.2.3 Physiologische Achsen des Kniegelenks

Bereits *Leonardo da Vinci* postulierte, dass bei einem „geraden Bein“ in der Frontalebene die drei großen Gelenke der unteren Extremität: Hüfte – Knie – oberes Sprunggelenk auf einer Linie liegen. *Mikulicz* nannte diese Linie 1878 „Direktionslinie“ (52). In der heutigen Literatur wird diese Linie, die mechanische Beinachse, deshalb als „Mikulicz-Linie“ oder „Traglinie“ bezeichnet und ist definiert als Verbindungslinie zwischen Zentrum des Femurkopfes und Zentrum des oberen Sprunggelenkes (Abb. 1). Unter physiologischen Achsverhältnissen verläuft diese Linie im Schnitt 4 ± 2 mm medial des Zentrums des Kniegelenks (141). Bei der Betrachtung der Beinachsen von Femur und Tibia muss zwischen anatomischen und mechanischen Beinachsen differenziert werden. Die anatomischen Achsen repräsentieren die Mittelschaftslinien der langen Röhrenknochen. Die anatomischen Achsen von Femur und Tibia bilden einen nach lateral offenen Winkel von $173\text{--}175^\circ$, den anatomischen femorotibialen Winkel (AFTW) (51). Dieser Winkel kann durch die Horizontale im Kniegelenk, die Kniebasislinie unterteilt werden in den anatomischen lateralen distalen Femurwinkel (ALDFW) und den anatomischen medialen proximalen Tibiawinkel (AMPTW). Unter physiologischen Bedingungen liegt der ALDFW bei $81^\circ \pm 2^\circ$ und der AMPTW bei $87^\circ \pm 3^\circ$. Die Kniebasislinie ist die Tangente an die Femurkondylen und verläuft unter physiologischen Bedingungen nahezu parallel ($0^\circ\text{--}1^\circ$ mit medialer Konvergenz) zur Tibiaplateaulinie (Gelenkflächenwinkel = GFW). Die mechanische Achse des Femurs, welche die Richtung der mechanischen Beanspruchung darstellt ist die Verbindungslinie von Hüftkopfbereich zum Kniegelenkzentrum und bildet mit der anatomischen

Femurachse einen Winkel von $6^{\circ} \pm 1^{\circ}$ (51). Die mechanische und anatomische Achse der Tibia sind deckungsgleich. Mit der Horizontalachse bilden die Tibiaachsen im oberen Sprunggelenk den lateralen distalen Tibiawinkel (LDTW = $89^{\circ} \pm 3^{\circ}$). Betrachtet man Femur und Tibia in der sagittalen Ebene so besitzen Femur- und Tibiadiaphyse eine konkave Krümmung nach dorsal. Das Tibiaplateau steht in Relation zur Femurschaftachse geringfügig nach posterior versetzt und weist im Mittel eine Kaudalneigung zur Horizontalen von 10° auf (tibial slope) (51). Der tibial slope ist definiert als Winkel zwischen der Senkrechten der seitlichen Längsachse des Tibiaschaftes und einer Parallelen des medialen konkaven Tibiaplateaus (Abb. 6) (35, 81, 114, 140). Im Kapitel 1.3.5 wird auf die radiologische Bestimmung der Beinachsen und die Analyse von Achsfehlstellung in Hinsicht auf die Indikationsstellung und Planung der HTO eingegangen.

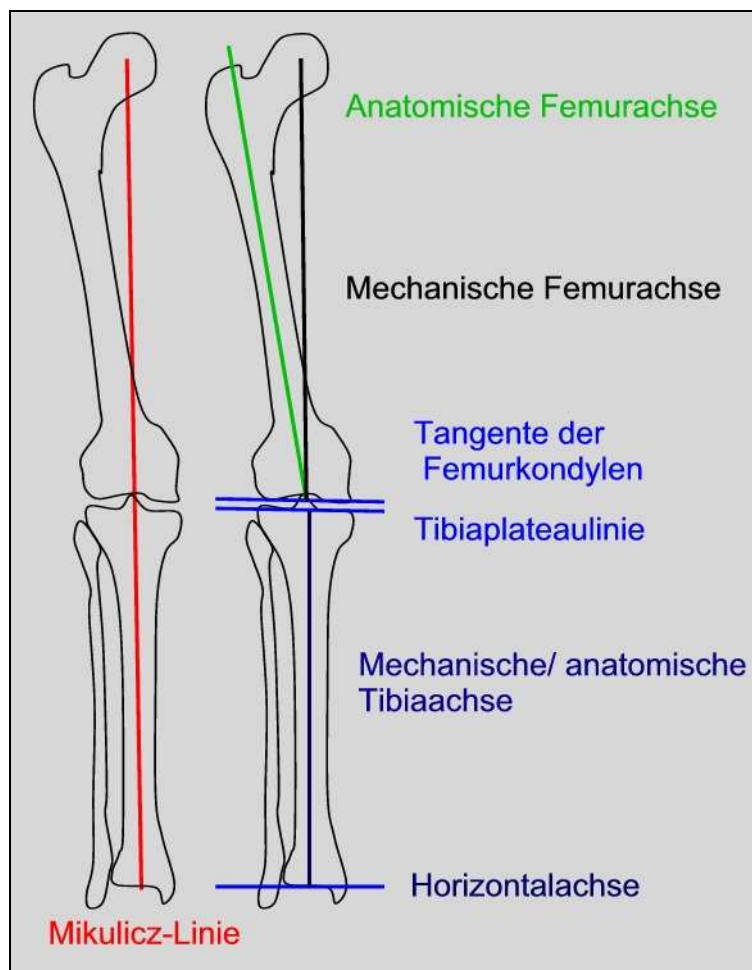


Abbildung 1: Physiologische Achsen des Kniegelenks

1.2.4 Der hyaline Gelenkknorpel

Neben dem hyalinen Gelenkknorpel existieren im menschlichen Körper noch der elastische Knorpel, welcher beispielsweise im Kehlkopf vorkommt und der Faserknorpel, der Baustein der Syndesmose, Bandscheiben und Menisken ist.

Der hyaline Knorpel überzieht nur wenige Millimeter dick (1-4mm) die artikulierenden Gelenkflächen und ist auch in den Epiphysenfugen des wachsenden Skeletts vorhanden. Im Lichtmikroskop erscheint der hyaline Gelenkknorpel als eine homogene Grundsubstanz, in welche die Knorpelzellen (Chondrozyten) säulenartig eingebettet sind. Erst in der elektronenmikroskopischen Darstellung wird die komplexe Struktur der Interzellularmatrix sichtbar. Makromoleküle von polymerisierten Proteoglykanen sind in ein dichtes Netz aus kollagenen Fibrillen, welche aus Kollagen Typ II bestehen, eingelagert. In den unteren Schichten dieses senkrechten, säulenartigen Geflechts sind Chondrozyten eingeschlossen. Die Proteoglykane sind hochmolekulare, polymerisierte Verbindungen. Aggrecan, der wichtigste Vertreter dieser Verbindungen, ist aus einem langkettigen Protein aufgebaut, an welchem über 100 Glycosaminoglycan-Ketten (GAG), vor allem Chondroitinsulfat und Keratansulfat, angeordnet sind. Die Polymere haben aufgrund ihrer komplexen Struktur und negativen Ladung der GAGs eine hohe Wasserbindungskapazität und sind deshalb verantwortlich für den hohen Wassergehalt des Knorpelgewebes. Der hohe Wassergehalt des Knorpels verleiht ihm die Fähigkeit, Druck wie ein „Wasserkissen“ gleichmäßig zu verteilen und als Stoßdämpfer zu fungieren. Durch die Druckverteilung können Spannungsspitzen abgefangen und die gesamte Kontaktfläche gleichmäßig belastet werden. Dies ermöglicht einen reibungslosen Bewegungsablauf. Die Versorgung der Chondrozyten erfolgt per Diffusion von Metaboliten aus der Synovialflüssigkeit, da im Knorpelgewebe keine Blutgefäße vorhanden sind. Lokale intermittierende Druckschwankungen fördern die Diffusion (40). Trotz der weit gehenden Gefäßlosigkeit des Knorpelgewebes haben die Chondrozyten eine relativ hohe – anaerobe – Stoffwechselaktivität. Dies ist von hoher klinischer Bedeutung, da eine zu lange Ruhigstellung und Entlastung die Ernährung des hyalinen Knorpels mindert (151). Die wichtigsten, von *Debrunner* aufgeführten Eigenschaften des hyalinen Knorpels sind (33):

- Minimaler Reibungskoeffizient, aufgrund extrem glatter Oberfläche

- Große Druck- und Zugfestigkeit aufgrund des Aufbaus der Interzellulärsubstanz
- Elastische und viskoelastische Eigenschaften, aufgrund des hohen Wassergehalts der Matrix
- Dauerhaftigkeit, aufgrund des hohen Stoffwechsels und des ständigen, belastungsabhängigen Umbaus der Chondrozyten und der Knorpelmatrix.

Das Knorpelgewebe selbst besitzt nur eine sehr geringe Regenerationsfähigkeit. Nur das Perichondrium besitzt zeitlebens die Potenz Knorpel zu bilden (5, 146). Beim Gelenkknorpel, der kein Perichondrium aufweist, werden die Defektränder durch eine Art primitiven Faserknorpel vereinigt (151). Schon 1734 erkannte *W. Hunter*, dass sich zerstörter Knorpel nicht mehr aufbauen kann. Diese Erkenntnis gilt noch heute und gibt Anlass zu intensiver Forschung auf dem Gebiet der Knorpelregeneration und der Therapie der Arthrose. Als Folge der ständigen Belastung des Gelenkknorpels, vor allem an den großen Gelenken der unteren Extremität unterliegt der hyaline Gelenkknorpel Altersveränderungen, die zur Entstehung einer Arthrose prädisponieren. Bereits ab dem vierten Lebensjahrzehnt tritt beim hyalinen Knorpelgewebe eine Reihe von Veränderungen auf (151). Durch Abnahme des Quellungsvermögens und damit des Wassergehalts, sowie durch Zelltod und Veränderungen in der Matrix, welche vorwiegend eine lokale Reduktion von Chondroitinsulfaten darstellt, werden Kollagenfasern in den oberen Schichten demaskiert. Aufgrund dieser Defekte erhöht sich die Reibung im Gelenk, welche wiederum die Entstehung der Arthrose fördert. Auf die Ätiologie und Pathogenese der Arthrose wird in den Kapiteln 1.3.1 und 1.3.2 im Detail eingegangen.

1.3 Unikompartimentelle Kniegelenksarthrose

Das Anfangsstadium der Gonarthrose ist eine häufige Erkrankung des 35- bis 60-jährigen Patienten (37). Sie ist in dieser Altersgruppe oft auf ein Kniegelenkskompartiment beschränkt. In diesem Patientenkollektiv ist das Kniegelenk das am häufigsten von einer Arthrose betroffene Gelenk und häufiger als im höheren Lebensalter sind degenerative Veränderungen Folge von Verletzungen oder Achsfehlstellungen (37). Bei 80% der orthopädischen Patienten jenseits des 60. Lebensjahres zeigen sich im Röntgenbild der großen Gelenke deutliche Arthrosezeichen (28). Definiert ist die Gonarthrose als die Summe der degenerativen Veränderungen des Kniegelenks, die nicht primär entzündlicher Natur sind (37). *Riede* und *Schaefer* beschreiben die Arthrose als eine stadienhaft fortschreitende Gelenkerkrankung, die von einer strukturellen und funktionellen Beeinträchtigung des Gelenkknorpels ausgeht und durch Miteinbeziehung des subchondralen Knochengewebes sowie der Synovialmembran die Gelenkkörper deformiert (155). Abhängig von der Anzahl der betroffenen Gelenkkompartimente spricht man von einer uni-, bi- oder trikompartimentellen Gonarthrose.

1.3.1 Ätiologie der Gonarthrose

Es werden die primäre und die sekundäre Arthrose unterschieden, abhängig davon ob sich die Erkrankung in einem gesunden oder bereits erkrankten Gelenk entwickelt.

Die Ätiologie der **primären Arthrose** ist noch nicht einheitlich aufgeklärt. Es wird eine multifaktorielle Genese mit genetischen, hormonellen, ernährungsbedingten, altersabhängigen und mechanischen Faktoren angenommen. Fehlstatik des Bewegungsapparates, Übergewicht und berufliche oder sportliche Belastung sind entscheidende mechanische Faktoren. Die **sekundäre Arthrose** ist Folge von prädisponierenden Faktoren und ätiologisch bekannten Gelenkschäden. Am häufigsten besteht eine sog. „präarthrotische Deformität“ als Folge von Vorerkrankungen oder Verletzungen und seltener sind metabolische Erkrankungen oder Gelenkinfektionen Ursache für die enzymatische Zerstörung des Knorpels (37). Die beiden Arthroseformen, sowohl primäre als auch sekundäre, zeigen die

gleichen unten detailliert beschriebenen morphologischen Veränderungen. Ätiologisch werden extrinsische und intrinsische Faktoren unterschieden. In der Vergangenheit wurden die extrinsischen Faktoren, wie physische Beanspruchung, Übergewicht und Verletzung in der Literatur hervorgehoben. So gibt es eindeutige Zusammenhänge zwischen Übergewicht und Arthrose im Kniegelenk (44). *Sharma* hob die intrinsischen Faktoren, wie Achsenstellung (Alignment), Muskelkraft, Laxizität und Propriozeption bei der Arthroseentstehung hervor (164). So kann eine aus einer Kreuzbandruptur resultierende chronische Kniegelenksinstabilität zu einer Meniskusläsion führen. Aus dieser kann sich nach Menishektomie ein Knorpelschaden und folglich eine unikompartimentelle Gonarthrose entwickeln. Diese Korrelation zwischen Instabilität bzw. Meniskusläsion und Arthrose im medialen Kniegelenkskompartiment konnten *Neyret et al.*, *Indlicato et al.* und *Hackenbroch et al.* an 54% bis zu 100% der untersuchten Patienten nachweisen (59, 79, 129). Bei der Entwicklung einer unikompartimentellen Gonarthrose geht häufig ein Trauma voraus, wodurch die Integrität des Gelenkknorpels zerstört und der degenerative Prozess klinisch symptomatisch wird (4, 30, 64, 112, 119, 153).

1.3.2 Pathogenese der Gonarthrose

Arthrosen sind ein sich selbst beschleunigender Verschleißprozess des Knorpelgewebes als Folge eines Ungleichgewichtes zwischen Matrixanabolismus und -katabolismus (149). Dies führt initial zu einem Verlust der Proteoglykane, welche im hyalinen Knorpel durch ihre Wasseraufnahmefähigkeit Elastizitätsaufgaben übernehmen. Daraus resultiert die Demaskierung der Kollagenfibrillen, welche durch den Angriff von freien Proteasen und zunehmende Wassereinlagerung zu einem Verlust an Elastizität und Härte des Gelenkknorpels führen. Es kommt unter mechanischer Belastung zur Ruptur der Kollagenfibrillen, zum Abrieb von Knorpelfragmenten und zu Mikrofrakturen der Trabekel des subchondralen Knochens. Während des Reparatursprozesses der Mikrofrakturen wird Kallus gebildet, welcher als Osteosklerose, ein röntgenologisches Frühzeichen der Arthrose, zu erkennen ist. Die Knorpelschädigung führt zu einer verminderten Belastbarkeit des Gelenkes und mündet bei fortdauernder Überlastung in einen *Circulus vitiosus* aus Chondrozytenuntergang, Zerstörung der extrazellulären Matrix

und reaktiver Synovialitis (Abb. 2) (37). Im weiteren Verlauf kommt es nach Abstoßung von nekrotischen Knorpelzellen zum kompletten Abrieb der hyalinen Knorpelschicht und zum Freilegen des subchondralen Knochens. Im Spätstadium der Arthrose treten Ulzerationen des subchondralen Knochens mit Eröffnung des spongösen Markraumes in Erscheinung. Die Entzündung der Synovia führt zur Bildung von Granulationsgewebe und einer daraus resultierenden bindegewebigen Überwucherung des Gelenkes. Im Rahmen von Umdifferenzierungsvorgängen des Knochens bilden sich Osteophyten und es kommt zu einer zunehmenden Gelenksdeformität. Die Knorpeldegeneration wird nach Outerbridge in Stadien eingeteilt (Tab. 1) (139). Es werden hierbei fokale, kleine, oberflächliche Knorpeldefekte, welche oft symptomlos sind, von extensiven, tiefen und symptomatischen Läsionen unterschieden (13, 73, 120).

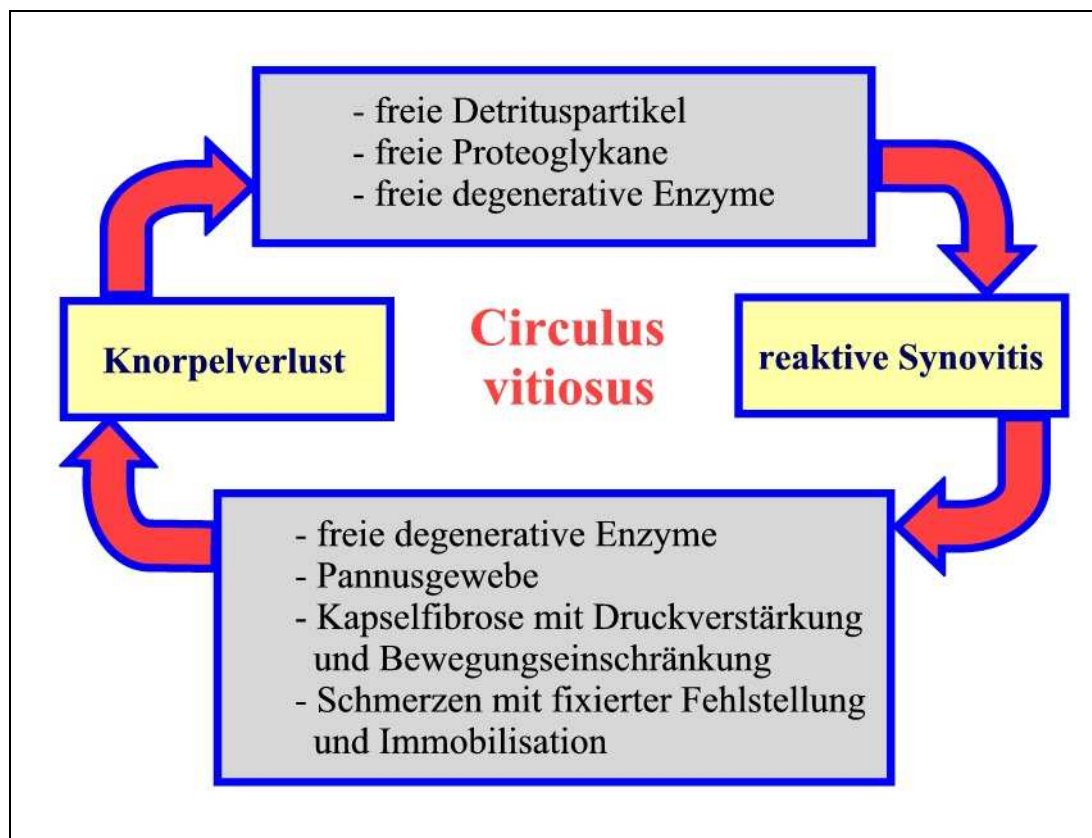


Abbildung 2: Circulus vitiosus der Pathogenese der Arthrose
(Quelle: sinngemäß nach (154))

Stadium I	Weißer, entfärbte oberflächliche Fibrillation
Stadium II	Fragmentation <1,3 cm ²
Stadium III	Fragmentation > 1,3 cm ²
Stadium IV	Erosion bis zum subchondralen Knochen

Tabelle 1 Stadien der Knorpeldegeneration nach Outerbridge

1.3.3 Achsenfehlstellung bei unikompartimenteller Gonarthrose

Fehlstellungen der femorotibialen Achse können Ursache und Folge einer Gonarthrose sein. Deshalb wird die Achsfehlstellung hier gesondert und ausführlicher erläutert. Als Achsfehlstellung wird die Abweichung der Beinachse von ihren physiologischen Maßen bezeichnet. Die Gelenkwinkel und Achsen am Kniegelenk können sowohl in der frontalen als auch in der sagittalen oder transversalen Ebene pathologisch verändert sein und zu Achsfehlstellungen der gesamten unteren Extremität führen. Sind mehrere Parameter gleichzeitig betroffen, liegen komplexe Achsdeviationen vor (51). Am häufigsten sind Varus-Valgus-Deviationen der Tragachse in der Frontalebene (51). Das mediale Kompartiment trägt normalerweise im gesunden Kniegelenk 60% der einwirkenden Kraft (27, 88, 89, 122). Bei einer Simulation des Einbeinstandes ergaben Gang- und Standanalysen eine Lastübertragung auf das mediale Tibiaplateau von 75% (75). Die Ursachen für Achsfehlstellungen können in angeborene oder erworbene und in kindliche oder adulte Formen unterteilt werden (160). In der Kindheit treten angeborene Fehlstellungen der unteren Extremität gehäuft bei myopathischen und neurogenen Systemerkrankungen auf, erworbene Achsdeviationen können durch Wachstumsfehler bei vorzeitigem partiellem Epiphysenfugenverschluss oder durch metabolische Erkrankungen (z.B. Rachitis) und Osteopathien (z.B. renale Osteopathie) entstehen (51). Bei adulten Patienten ist vor allem die posttraumatische Achsfehlstellung in Folge einer fehlverheilten Fraktur zu nennen, wobei es auch im Rahmen von Knochennekrosen, Knochentumoren oder einer rheumatoiden Arthritis mit Destruktion der Gelenkfläche sekundär zu einer Deviation der mechanischen Beinachse kommen kann. Als häufigste Ursache der sekundären Varus- bzw. Valgusfehlstellung ist der sekundäre Knorpelschaden nach Meniskektomie zu nennen (51). Eine Fehlstellung der Beinachse führt zu einer Fehlbelastung des Kniegelenks, da für die mechanische Belastung nicht nur die Belastung

(Körpergewicht, Muskelkraft, Gelenkkraft), sondern auch die Verteilung der einwirkenden Kraft im Gelenk bestimmend ist (32). So setzen primäre Achsfehler, ein insuffizienter Bandapparat und Defekte an der Gelenkfläche (z.B. Arthrosen, posttraumatische Gelenkschäden) oder die fehlende Pufferfunktion der Menisken nach Meniskektomie einen biomechanischen Prozess aus progredienter Arthrose und fortschreitender Achsfehlstellung in Gang (32, 59, 79, 129): Der Achsfehler führt zu einer exzentrischen Belastung des Kniegelenkes, welche zu einer erhöhten Biegebeanspruchung und Druckbelastung führt. Die gesteigerte Druckbelastung hat eine zunehmende Usurierung des Knorpeldefektes am überlasteten medialen Kompartiment zur Folge. Die erhöhte Zugbelastung bedingt kontralateral eine vermehrte Beanspruchung und Dehnung des lateralen Bandapparates. Aus dem progredienten Substanzdefekt und der zunehmenden Bandlaxizität resultiert eine vermehrte Achsabweichung (Abb. 3). Folglich führt die mechanische Überlastung eines Gelenkkompartimentes zum Knorpelverschleiß (20) und fördert die Entstehung und Progredienz einer Arthrose (18, 117). Beinachsenfehlstellungen gelten als sog. präarthrotische Deformität (160). Nach *Simonet et al.* verursacht eine Achsdeviation von 10° einen Belastungsanstieg um das 3-fache auf die Areale der betroffenen Gelenkoberfläche (166).

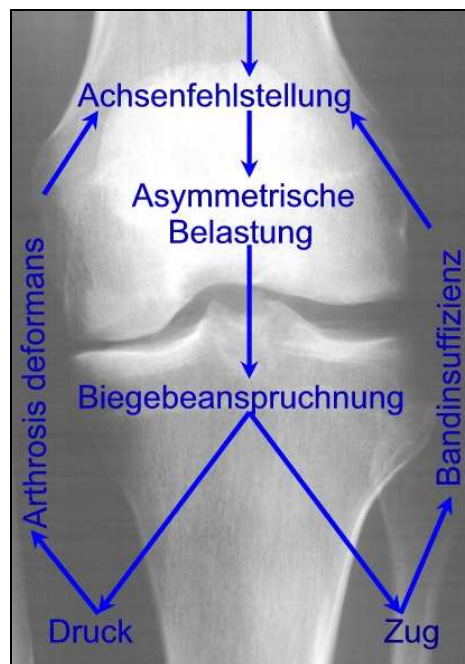


Abbildung 3 Circulus vitiosus bei Genu varum
(Quelle: modifiziert nach Debrunner 2002 (32))

1.3.4 Klinischer Befund und klinische Untersuchung bei Gonarthrose

Der belastungsabhängige Schmerz über dem betroffenen femorotibialen Kompartiment stellt das Leitsymptom dar. Häufig treten Schmerzen erst nach Überlastung auf und sind mit einem Gelenkerguss assoziiert (37). Anfänglich manifestieren sich die Beschwerden intermittierend zwischen beschwerdefreien Intervallen. Im weiteren Verlauf der Erkrankung nimmt die Belastungstoleranz des Gelenks ab und die Inzidenz der Symptomatik häuft sich, bis hin zur Dauersymptomatik mit Beschwerdepersistenz und Ruheschmerzen. Wichtig ist die Zuordnung der Symptomatik zu einem der drei Kniegelenkskompartimente. Insbesondere die symptomatische Femoropatellararthrose lässt sich bereits anamnestisch gut von Arthrosezeichen der femorotibialen Kompartimente differenzieren, da Schmerzen hierbei in erster Linie beim Treppensteigen sowie Bergauf- und Bergabgehen auftreten (163). Diagnostisch können die Schmerzen durch Provokationsmanöver ausgelöst, differenziert bzw. lokalisiert werden. Das laterale Kompartiment kann durch Valgusstress, das mediale durch Varusstress unter Kompression gebracht werden und die Beschwerdesymptomatik provozieren. Schmerzen im patellofemorale Gelenk können durch axialen Druck auf die Patella ausgelöst werden. Anamnestisch sollte der Body Mass Index, das Aktivitätsniveau und ein subjektives Instabilitätsgefühl erfragt werden, da diese Faktoren neben der klinischen Untersuchung Einfluss auf die Planung und Prognose der Therapie haben (11, 143). Die weitere klinische Untersuchung umfasst die Betrachtung der Beinachse im Stehen, des Gangbilds, des Bewegungsumfangs und Meniskustests sowie Stabilitätsprüfung des Bandapparates. Es ist sinnvoll mehrere Meniskustests zu kombinieren und die Anamnese einzubeziehen (167). Die Meniskuszeichen beruhen auf der Auslösung eines Kompressions- und Rotations-, bzw. Zugschmerzes(163). Die gängigsten Meniskustests sind (163):

- Druckschmerz in Höhe des Gelenkspaltes
- Test nach *Böhler*: Ab- und Adduktionsschmerz
- *Payr-Zeichen*: Schmerzen im Schneidersitz
- *Steinman I Zeichen*: Rotationsbewegungen der Tibia bei 90° gebeugtem Kniegelenk mit Schmerzen am inneren Gelenkspalt bei Außenrotation als Hinweis auf einen Innenmenisikusschaden und Schmerzen am äußeren

Gelenkspalt bei Innenrotation als Hinweis auf eine Außenmeniskusläsion

- *Steinmann II Zeichen*: wandernder Druckschmerzpunkt am Gelenkspalt bei zunehmender Kniebeugung
- *Apley-Test*: Rotationsbewegungen der Tibia bei 90° gebeugtem Kniegelenk in Bauchlage und axialer Druckbelastung. Differenzierung der Innen- oder Außenmeniskusläsion analog dem *Steinmann I Zeichen*
- *McMurray-Test*: In Rückenlage und 90° flektiertem Kniegelenk wird der Unterschenkel aus Abduktion-Außenrotation-Stellung in eine Adduktion-Innenrotation-Stellung überführt, wobei ein Schnappen des eingeklemmten Meniskus am Gelenkspalt palpierbar ist

Die Überprüfung der Laxizität der Kniebänder ist bei der Indikationsstellung einer Umstellungsosteotomie von großer Bedeutung, da der Eingriff per se bereits durch das Vorhandensein einer pathologischen Laxizität indiziert sein kann (163). Die Kollateralbänder werden unter Ausübung von Varus-, oder Valgusstress im gestreckten oder 30° gebeugten Kniegelenk überprüft. Die Stabilität der Kreuzbänder wird anhand des *vorderen Lachman-Tests* (131, 177), des *hinteren Lachman-Tests* (178), sowie anhand des *Schubladen-Tests* in 90° Beugung des Kniegelenks untersucht. Bei diesen Tests kommt es bei Laxizität der Kreuzbänder zu Translationsbewegungen der Tibia gegenüber dem Femur. Die durch die fehlenden Kapsel-Band-Strukturen entstandene vermehrte Rotationskomponente kann über den sog. *Pivot-Shift Test* (53, 76, 107) erfasst werden. Hierbei wird der Tibiakopf in Innenrotation durch Valgusstress in eine Subluxationsstellung gebracht, aus der er sich bei zunehmender Beugung ruckartig reponiert (163).

1.3.5 Radiologische Befunde der Gonarthrose

Die konventionellen Röntgenuntersuchungen geben Auskunft über Ausmaß und Lokalisation der Arthrose sowie über die Achsverhältnisse des Beins. Die Bildgebung zur Diagnosefindung, Indikationsstellung und Planung einer HTO besteht aus einer Aufnahme des Kniegelenks in a.p. und streng seitlichem Strahlengang sowie einer a.p. Ganzbeinstandaufnahme. Zusätzlich kann eine 45°-Belastungsaufnahme im p.-a. Strahlengang unter Vollbelastung (*Rosenberg-Aufnahme* (156)) sowie eine Patellatangentiaufnahme (118) zur Einschätzung der retropatellaren Arthrose durchgeführt werden (144).

Das Ausmaß der Arthrose kann anhand der folgenden radiologischen Kriterien abgeschätzt werden (Abb. 4) (34):

- **Gelenkspaltverschmälerung**
- **Osteophyten** (als Zeichen von regulatorischen Kompensationsmechanismen des Knochens)
- **Subchondrale (Geröll-) Zysten** (an der Stelle der größten Druckbelastung)
- **Gelenkdeformität** (folglich mit **Achsfehlstellung**)



Abbildung 4 a.p.-Röntgenaufnahme einer medialen Varusgonarthrose

Eine anerkannte radiologische Klassifikation der Gonarthrose ist die von *Jäger* und *Wirth* (86):

- **Grad 1:** Initiale Gonarthrose mit angedeuteten Ausziehungen der Eminentia intercondylaris und den gelenkseitigen Patellapolen
- **Grad 2:** Mäßige Gonarthrose mit Ausziehungen auch an den Tibiakonsolen, mäßiger Verschmälerung des Gelenkspaltes und beginnender Abflachung der Femurkondylen. Mäßige subchondrale Sklerosierung
- **Grad 3:** Mittelgradige Gonarthrose mit hälftiger Verschmälerung des Gelenkspaltes, deutlicher Entrundung der Femurkondylen, osteophytärer Randwulstbildung an den Tibiakonsolen, der Eminentia intercondylaris, den

Innenkanten der Femurkondylen und den gelenkseitigen Patellapolen.
Ausgeprägte subchondrale Sklerosierung

- **Grad 4:** Ausgeprägte Gonarthrose. Gelenkdestruktion mit ausgeprägter Verschmälerung bis Aufhebung des Gelenkspaltes und unruhiger Randkontur. Zystische Veränderungen an Tibiakopf, Femurkondylen und Patella. Subluxationsstellung des Femurs gegenüber der Tibia

Zur Bestimmung der mechanischen Beinachse wird die Ganzbeinstandaufnahme ausgewertet. Diese Aufnahme soll von proximal des Hüftkopfes bis distal des oberen Sprunggelenkes reichen und wird in möglichst kompletter Kniegelenksstreckung mit streng nach vorne gerichteter Patella als Abstandsaufnahme durchgeführt (67). In dieser Aufnahme werden zunächst die Gelenkzentren eingezeichnet (Abb. 5):

- **Hüftkopfbereich (HKZ):** Mittelpunkt des Hüftkopfes
- **Zentrum des Kniegelenkes (KGZ):** Die Mitte der Tibia und des Femur werden separat bestimmt. Dazu wird eine Tangente durch die subchondrale Zone von Tibiakopf und Femurkondylen gezogen, deren Halbierende jeweils dem Mittelpunkt des distalen Femurs und der proximalen Tibia entspricht (140)
- **Zentrum des oberen Sprunggelenkes (OSGZ):** Mittelpunkt der größten Ausdehnung des proximalen Talus

Mit Hilfe der drei Gelenkzentren werden folgende Achsen in die Ganzbein-Röntgenaufnahme eingezeichnet:

- **Mechanische Femurachse:** Verbindungslinie zwischen HGZ und KGZ
- **Anatomische Femurachse:** Verbindungslinie zwischen dem Mittelpunkt der Femurschaftbreite im Übergang vom mittleren zum distalen Schaftdrittel (144)
- **Mechanische/ anatomische Tibiaachse:** Verbindungslinie vom KGZ zum OSGZ (141)
- **Traglinie (Mikulicz-Linie) des Beins:** Geometrisches Lot von HGZ und OSGZ

Eine Abweichung der Traglinie vom KGZ kann in Millimetern oder als Prozentsatz der Tibiaplateaubreite angegeben werden, dabei liegt die mediale Kortikalis bei 0% und die laterale Kortikalis bei 100%. Läuft die Traglinie außerhalb des Kniegelenkes kann sie Werte von <0% oder >100% erreichen (144). Eine gerade Beinachse in der

Frontalebene liegt vor, wenn die Traglinie 4 (+/-2)mm medial des Zentrums des Kniegelenks verläuft (140).

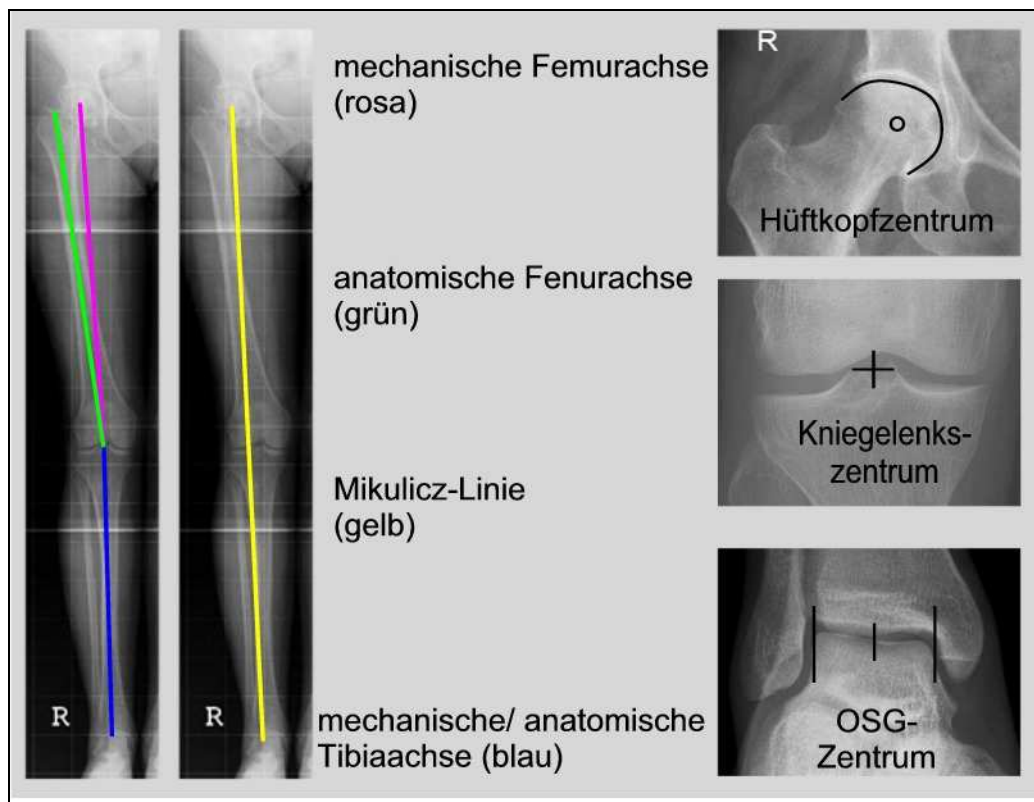


Abbildung 5 Ganzbein-Röntgen: Gelenkzentren und Achsen

Weicht die Mikulicz-Linie nach medial ab, d.h. sie schneidet das Tibiaplateau bei unter 50% seiner Breite, liegt ein Genu varum vor. Eine Deviation der Traglinie um mehr als 15mm vom Zentrum nach medial stellt eine signifikante Varusfehlstellung dar (141). Das Genu valgum weist dementsprechend eine Abweichung der Traglinie nach lateral auf. Von einer signifikanten Valgusfehlstellung spricht man bei einer Abweichung der Mikulicz-Linie von mehr als 10mm (141). Anhand der oben aufgeführten Achsen lässt sich die mechanische und anatomische Ganzbeinachse bestimmen. Die Beinachsen werden in Grad angegeben. Zur besseren Übersichtlichkeit wurde in dieser Arbeit festgelegt, dass positive Werte eine Varus- und negative Werte eine Valgusfehlstellung angeben. Die mechanische Beinachse ist der Winkel zwischen der mechanischen Achse von Femur und Tibia und liegt physiologisch bei: $1,2^{\circ} \pm 2,2^{\circ}$ Varus (19, 77, 142, 144). Es existieren zahlreiche klinische und radiologische Studien, die physiologische Beinachsen beschreiben. *Grelsamer* und *Cooke et al.* beschreiben die normale mechanische Beinachse mit 0°

3° Varus (22, 58). *Hsu et al.* und *Moreland et al.* gehen von einem physiologischen Alignment von Femur und Tibia von 1,2° bis 1,3° Varus aus (75, 122). *Odenbring et al.* beschrieben in einer radiologischen Studie bei Patienten mit medialer Gonarthrose eine mechanische Beinachse von 1,1° bis 1,6° Varus (135). Im Hinblick auf eine HTO wird die Neigung des Tibiaplateaus in sagittaler Richtung (**tibial slope**) radiologisch bestimmt. Die physiologische Dorsalneigung des Tibiaplateaus beträgt ca. 10° und wird bestimmt als Winkel zwischen der Senkrechten der seitlichen Längsachse des Tibiaschaftes und einer Parallelen des medialen konkaven Tibiaplateaus (35, 81, 114, 140) (Abb. 6). Durch Vergleich der Gelenkspaltweiten zwischen dem gesunden und kranken Kniegelenk kann anhand der a.p. Röntgenaufnahme das Ausmaß der Weichteillaxizität an der Gesamtvarusfehlstellung des Beins bestimmt werden (144). Dies gilt jedoch nur, wenn die Röntgenaufnahmen unter Belastung angefertigt wurden. Neben dem femorotibialen Winkel haben eine Verschmälerung des Gelenkspaltes durch Verlust oder Aufbrauch des Meniskusgewebes und der medialen osteochondralen Strukturen, sowie eine Vergrößerung der lateralen Gelenkspaltweite durch laxe Band- und Weichteilstrukturen (laterales Kollateralband, Lig. iliotibiale, posterolaterale Kapsel und Popliteussehne) einen Einfluss auf die varische Stellung der Beinachse (35).

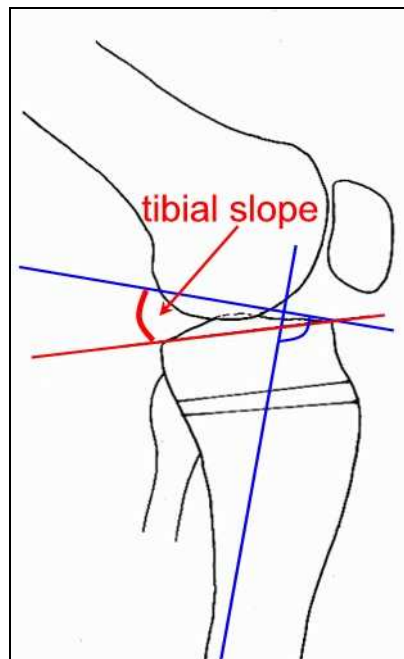


Abbildung 6 Dorsalneigung des Tibiaplateaus (tibial slope)

1.4 Hohe Tibiakopf-Korrekturosteotomie (HTO)

1.4.1 Therapieoptionen bei Gonarthrose

Die Behandlung der Gonarthrose orientiert sich an der Schwere der Symptome, an den Anforderungen, die der Patient an sein Kniegelenk stellt und dem Alter des Patienten: das Spektrum der möglichen Ansätze reicht von Modifikation der Belastung über konservativ-symptomatische Therapie bis hin zu operativen Eingriffen wie den arthroskopisch resezierenden Verfahren, Verfahren zur Behandlung von umschriebenen Knorpeldefekten, den Umstellungsosteomien und dem unikompartimentellen und totalen Gelenkersatz (37). Im Frühstadium der Gonarthrose spielen die konservativen Therapieoptionen eine große Rolle. Initial sollte eine Modifikation der Gewohnheiten, insbesondere der sportlichen Betätigung, erfolgen (37).

Die **konservative Therapie** beinhaltet Physiotherapie, um die Beweglichkeit des Gelenkes zu erhalten und einer Muskelatrophie entgegenzuwirken, physikalische Therapie, zur Schmerzlinderung und Reduktion der Schwellung, Gewichtsreduktion, Orthesen und Schuhzurichtungen, orale Medikation mit nichtsteroidalen Antiphlogistika und intraartikuläre Injektion mit kristallinen Kortikosteroiden oder Hyaluronsäure. Führen die konservativen Therapieoptionen nicht oder nicht mehr zu einer Beschwerdeverbesserung, so können folgende chirurgische Verfahren in Betracht gezogen werden (46):

Die **Arthroskopie** ist gerade bei Patienten im mittleren Lebensalter indiziert, wenn mechanische Probleme verursacht von Meniskusläsionen oder freien Gelenkkörpern im Vordergrund stehen. Für die arthroskopische Lavage (Entfernung von Gewebsdetritus durch Spüleffekt) und das arthroskopische Debridement (Glättung der hyalinknorpeligen Oberflächen, Teilentfernung der Gelenkschleimhaut, Teilmeniskektomie) konnte bei fehlender mechanischer Symptomatik in einer placebokontrollierten Studie von *Moseley et al.* kein signifikanter Benefit gefunden werden (125).

Die **Behandlung von umschriebenen Knorpeldefekten** werden nur bei symptomatischen Knorpelschäden empfohlen und finden keine Anwendung als präventive Behandlung asymptomatischer Knorpelschäden, da bisher für keines der zur Zeit angewandten knorpelchirurgischen Verfahren gezeigt werden konnte, dass

die Arthroseentstehung verhindert oder hinausgezögert werden kann (37). Zu den Behandlungsmethoden zählen Markraum eröffnende Verfahren, wie die Pridie-Bohrung (148) und die Mikrofrakturierung (172), welchen den Ersatz des zerstörten hyalinen Knorpels durch Faserknorpel zum Ziel haben. Alternative Verfahren, für die Erfolg versprechende mittelfristige Ergebnisse vorliegen (60, 147), sind die autologe osteochondrale Transplantation (10, 61) und die Implantation autologer Chondrozyten (14).

Die **unikompartimentelle Endoprothese** (Schlittenprothese) kommt in Betracht, wenn Verfahren zur Knorpelregeneration oder Umstellungsosteotomien nicht mehr indiziert sind (37) und der Patient geringe Anforderungen durch Belastungen in Beruf oder Freizeit an sein Kniegelenk stellt. Die Indikation wird aufgrund der subjektiven Beschwerdesymptomatik gestellt. Kontraindikationen der Schlittenprothesen-Implantation sind Übergewicht, Achsfehler und Streckdefizite von mehr als 10°, eine valgische Beinachse mit erheblicher Insuffizienz des medialen Seitenbandapparates, das Fehlen des vorderen Kreuzbandes, eine retropatellar und im lateralen Kompartiment befindliche Arthrose und eine entzündliche Synovitis (175). *Murray et al.* und *Berger et al.* konnten in klinisch-radiologischen Studien eine 10 Jahres-Überlebensrate der Prothesen von 98% zeigen (7, 127). Diese ermutigenden Ergebnisse rechtfertigen ihren Einsatz bei strenger Indikationsstellung auch beim Patienten im mittleren Lebensalter (158).

Die **Totalendoprothese** (TEP) ist indiziert bei älteren Patienten mit einer kompletten Arthrose des Kniegelenkes und/ oder einer Achsfehlstellung und führt zur Schmerzreduktion, einer verbesserten Funktion und einer Korrektur der Achsdeviation (180). Nach *Insall et al.* zeigen Patienten über 60 Jahre mit TEP ein besseres klinisches Ergebnis als Patienten mit einer Osteotomie (82). Aufgrund verbesserter Überlebensraten der Prothesen wurde die Indikation auf den jüngeren und aktiven Patienten erweitert. *Duffy et al.* konnte in einer Langzeitstudie mit jüngeren Patienten (55 Jahre oder jünger) eine Prothesen-Überlebensrate von 99% nach 13 Jahren zeigen (38).

Die **kniegelenknahen Osteotomien** sind indiziert, wenn Achsfehler in der Frontalebene zu einer Überlastung des medialen oder lateralen Kompartiments führen. Es werden hierbei die HTO und die suprakondyläre Femurosteotomie unterschieden. Im Folgenden wird lediglich auf die HTO eingegangen, da sie in den unter Kapitel 3 beschriebenen Versuchen und der klinischen Studie Anwendung

findet. Erstmals wurde sie 1958 von *Jackson* beschrieben (84). Beachtung fand die Achskorrektur der unteren Extremität erst nachdem *Coventry* 1965 seine Methode für die Therapie der medialen Gonarthrose veröffentlichte (25).

Bei der Auswahl der geeigneten Behandlungsoption zur chirurgischen Therapie der Gonarthrose sind die Analyse und der Vergleich folgender Parameter wichtig (43):

- Klinische Ergebnisse und Langzeitresultate der geplanten chirurgischen Technik
- Morbidität und verbundene Komplikationen der geplanten Technik
- Schwierigkeit einer möglichen Umstellung zur TEP
- Einfluss einer gewählten Technik auf das klinische Ergebnis einer möglichen TEP

Unter Berücksichtigung dieser Parameter sollte bei der Auswahl des chirurgischen Vorgehens, wenn möglich, der Erhalt des natürlichen Kniegelenkes die Priorität sein (63).

1.4.2 Indikationen und Kontraindikationen der HTO

Cotta et al. fassen die Indikationen und Kontraindikationen für eine valgisierende Tibiakopfoosteotomie zusammen (23):

Indikationen:

- leichte bis mäßige unikompartimentelle, mediale Gonarthrose bei gut erhaltenen Knorpelverhältnissen in den beiden anderen Kompartimenten. Schmerzen hauptsächlich im (radiologisch und arthroskopisch) betroffenen Kompartiment
- physisch aktiver, kooperativer Patient ohne Adipositas (24, 58)
- Bewegungsausmaß: Knieflexion mindestens 90°, Streckdefizit geringer als 15° (58)
- Achsabweichung zwischen 3 und 20-30° Varus
- Ausschluss einer Retropatellararthrose als Hauptschmerzursache
- Beschwerdepersistenz oder –zunahme unter konservativen Maßnahmen
- Das Alterslimit gibt *Flamme et al.* mit dem 70. Lebensjahr an (45)

Adjuvant wird die HTO bei Techniken zur Reparatur fokaler Knorpelschäden (Mikrofrakturierung, autologe Chondrozyten Implantation, OATS) bei gleichzeitiger Achsfehlstellung angewandt, da die Achsabweichung eine Kontraindikation für diese Techniken darstellt (133). Auch bei der Osteonekrose des medialen

Femurkondylus stellt sie bei jungen und aktiven Patienten eine wirksame Alternative zum Gelenkersatz dar (82, 145). *MacGillivray et al.* beschreiben, dass die valgisierende HTO alleine eine suffiziente Erleichterung chronischer posterolateraler Instabilitätssymptomatik bringen kann (109).

Kontraindikationen (23):

- Einschränkungen des Bewegungsausmasses: Knieflexion weniger als 70° Flexionskontraktur von mehr als 30°
- Ort der stärksten Achsabweichung nicht im Tibiakopf. Keine annähernd horizontale Gelenkflächenstellung möglich
- Fehlende Kooperationsbereitschaft
- Osteoporose (T-Score in der Knochenichtemessung:<-2,5)
- Übergewicht (152, 179)
- Erhebliche Gelenkflächendestruktion
- Laterale Subluxation mit konsekutiver Seitenbandlockerung
- Rheumatoide Arthritis

Galla et al. definieren darüber hinaus für die valgisierende HTO noch folgende Kontraindikationen (52):

- Systemische oder lokale Entzündung
- Unzureichende Weichteilverhältnisse an der proximalen medialen Tibia
- Außenmeniskusverlust
- Arthrose oder dritt- bis viertgradige Knorpelschäden des lateralen Kompartiments nach *Outerbridge* (139)

Idealerweise sollte das laterale Kompartiment radiologisch und arthroskopisch markellos sein, weil die Verlagerung der Last auf ein beschädigtes laterales Kompartiment eine Verschlechterung des Zustandes des selbigen bewirkt (187).

1.4.3 Operationstechniken der HTO

Es existieren vier grundsätzliche Techniken eine Valgisierung der proximalen Gelenkfläche der Tibia zu erreichen:

- Lateral zuklappende substraktive Osteotomie – closed wedge osteotomy (Abb. 9)

- Medial öffnende additive Osteotomie – open wedge osteotomy (Abb. 10)
- Dom-Osteotomie (Abb. 7)
- Pendel-Osteotomie (Abb. 8)

Im Vergleich zu den in früheren Publikationen von *Jackson et al. 1961* beschriebenen subtuberositären Osteotomien (85), wird heute durchgehend die supratuberositäre Osteotomiehöhe bevorzugt, da supratuberositär aufgrund des gut vaskularisierten Knochens und der größeren Kontaktfläche eine bessere Osteotomieheilung vorliegt (25, 56, 121, 126).

Auf die **Pendel-** und die **Dom-Osteotomie** wird in dieser Arbeit nur kurz eingegangen, da sie heutzutage weniger häufig durchgeführt werden als die closed und die open wedge Osteotomie (95). Die Dom-Osteotomie ist technisch wesentlich anspruchsvoller, wegen der kurvenförmigen Osteotomie und der Gefahr des iatrogenen Traumas der Patellarsehne. Sie bietet aber wie die open wedge Osteotomie den Vorteil der intraoperativen Flexibilität, welche es dem Operateur erlaubt die gewünschte Korrektur vorzunehmen (74, 187).

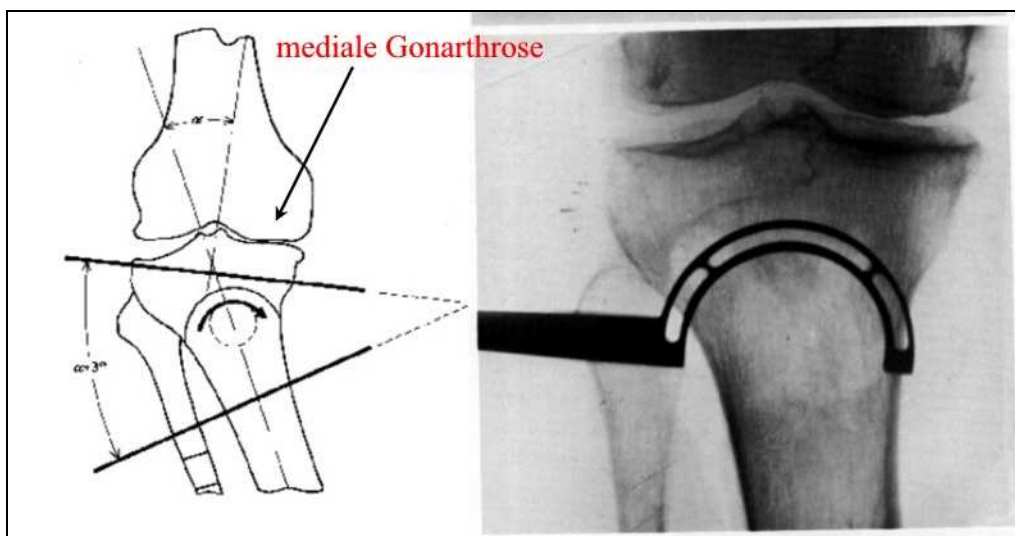


Abbildung 7 Operationsprinzip der Dom-Osteotomie bei medialer Gonarthrose

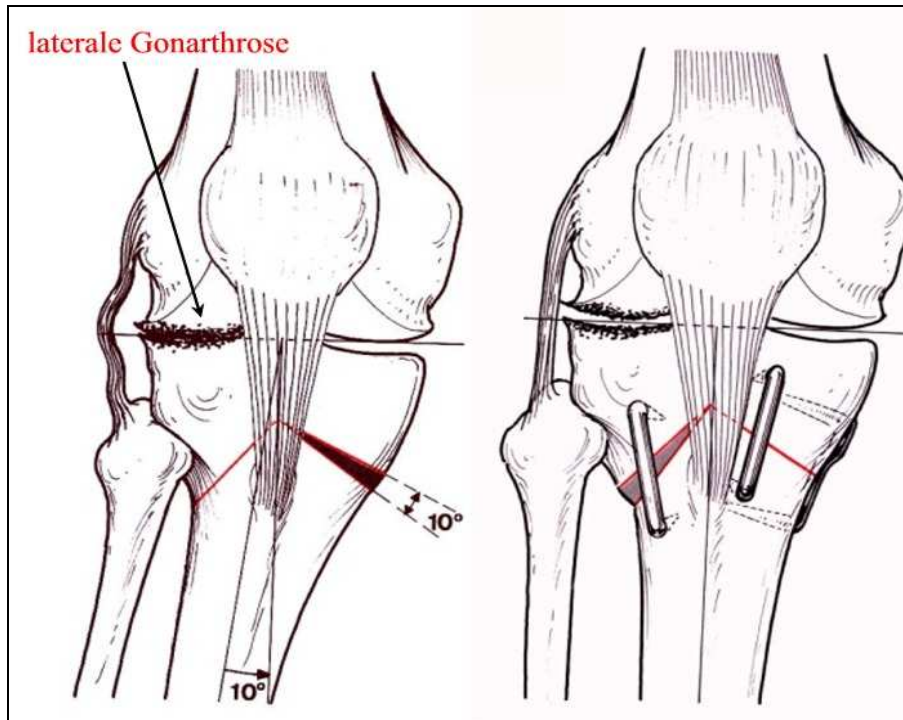


Abbildung 8 Operationsprinzip der Pendel-Osteotomie bei lateraler Gonarthrose

Die laterale **closed wedge Osteotomie** (Abb. 9) ist von *Coventry et al.* (28) und *Insall et al.* (82) etabliert worden. Diese Technik bietet den Vorteil zwei große metaphyseale Oberflächen aneinander zu lagern und schafft somit optimale intrinsische Stabilität und optimales Heilungspotential (187). Bei der closed wedge Osteotomie wird eine zweifache laterale keilförmige Osteotomie der proximalen Tibia durchgeführt und anschließend erfolgt die Entnahme des Knochenkeiles. Stabilisiert werden die Osteotomieflächen unter Kompression mittels Klammern, Platten, Schrauben oder seltener mittels Fixateur extern. Nachteile dieser Technik ist die Weichteiltraumatisierung durch Ablösung der Tibialis anterior-Muskulatur und die Gefährdung des Nervus peroneus während der Osteotomie des Fibulaköpfchens, welche mit einem Risiko der Nervenschädigung einhergeht sowie die schwierige intraoperative Kontrolle der geplanten Osteotomie. Die Inzidenz von Defiziten des Nervus peroneus nach lateraler closed-wedge Osteotomie liegt zwischen 0% und 20% (82).

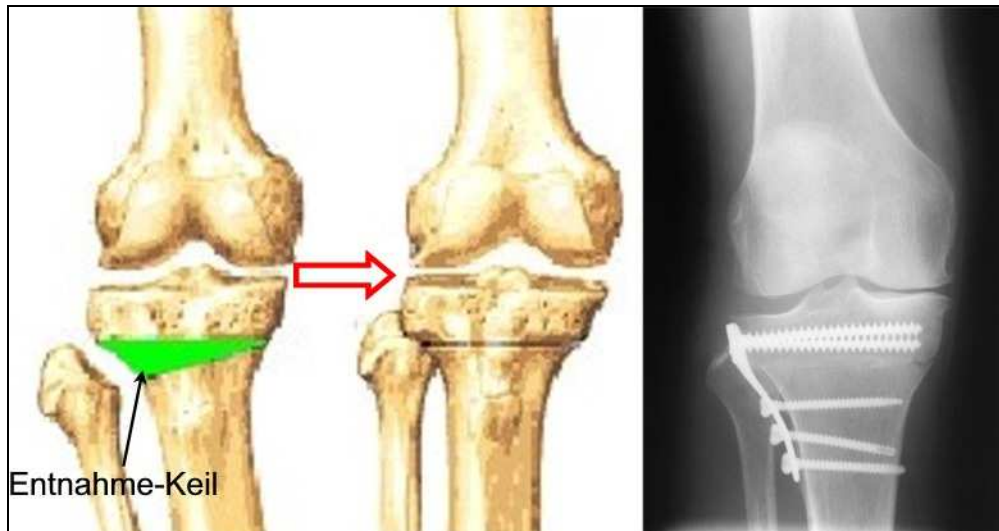


Abbildung 9 Operationsprinzip der closed wedge Osteotomie bei medialer Gonarthrose

Die additive **open wedge Osteotomie** wurde erstmals von *Gariepy et al.* 1961 beschrieben (54). Sie war zunächst eher unpopulär, weil die damaligen Implantate den großen axialen Kompressions- und Torsionskräften an der proximalen Tibia nicht standhalten konnten und deshalb häufig osteosynthesebedingte Komplikationen auftraten (57, 68). Mit der Entwicklung neuer winkelstabiler Implantate hat dieses Operationsverfahren jedoch neue Akzeptanz gefunden. Bei der open wedge Osteotomie erfolgt eine Osteotomie von medial unter Belassen einer ca. 1cm breiten lateralen Knochenbrücke. Anschließend wird der Osteotomiespalt mit medialer Basis um den gewünschten Winkel distrahiert. Die Größe des keilförmigen Spalts hängt vom Korrektorausmaß ab. Ursprünglich wurde bis zur Ausheilung der Osteotomie in einem Gips ruhig gestellt. In den 1980er Jahren erfolgte zur Stabilisierung des operativen Ergebnisses die Interposition von zwei bis drei bikortikalen Beckenkammspänen, die in den Osteotomiespalt eingebolzt wurden (68). Zur internen Stabilisierung einer öffnenden Tibiaosteotomie mit oder ohne Interponat sind in den letzten Jahren verschiedene Implantate entwickelt worden, wobei im deutschsprachigen Raum eine Platte mit integriertem Abstandshalter („Puddu-Platte“ nach *Puddu et al.* 1998 (150)) (Abb. 10) die größte Verbreitung fand (171). Die in den letzten 20 Jahren entwickelten sog. „Locking Compression Plates“ (LCP) und Less Invasive Stabilization System (LISS) der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO), bestehen aus einem winkelstabilen Platten- und Schraubenverbund, wobei der Schraubenkopf über ein Gewinde im Plattenloch

verriegelt wird (48, 49, 168, 181).



Abbildung 10 Operationsprinzip der open wedge Osteotomie bei medialer Gonarthrose

(Quelle: modifiziert aus OP-Anleitung der Fa. Arthrex)

Diese Osteosynthesetechnik hat sich bei der Frakturversorgung als sogenannter „interner Fixateur“ etabliert (55, 168). Im Jahr 2000 wurde bei der Fixation von kniegelenknahen Umstellungsosteotomien das LCP-System in eine neue Plattengeneration integriert und unter dem Namen *TomoFix* (Mathys Medizinaltechnik AG, Bettlach, Schweiz) (Abb. 11) in den Markt eingeführt (171). Die Idee hinter der Entwicklung dieses Implantats war die Adaptation der Unterschenkel-LISS Platte an die Ansprüche der proximalen Tibiaosteotomie (31). Die guten klinischen Ergebnisse sind unabhängig von der Verwendung von Interponaten zur Auffüllung des Osteotomiespalts (171).

Von *Imhoff et al.* (78) wird die open-wedge Osteotomie in folgenden Fällen empfohlen:

- Bei geringen Korrekturen, wenn die laterale Ablösung des M. tibialis anterior und die Fibulaosteotomie vermieden werden soll
- Bei größeren Korrekturen von 12-15°, um eine zu starke Verkürzung der Tibia zu vermeiden
- Bei gleichzeitiger Rekonstruktion oder Stabilisierung des medialen Kollateralbandes
- Bei gleichzeitiger posterolateraler und lateraler Seitenbandrekonstruktion, um die Osteotomie des Fibulaköpfchen zu vermeiden, wo die Verankerung der lateralen Ersatzplastik positioniert werden soll

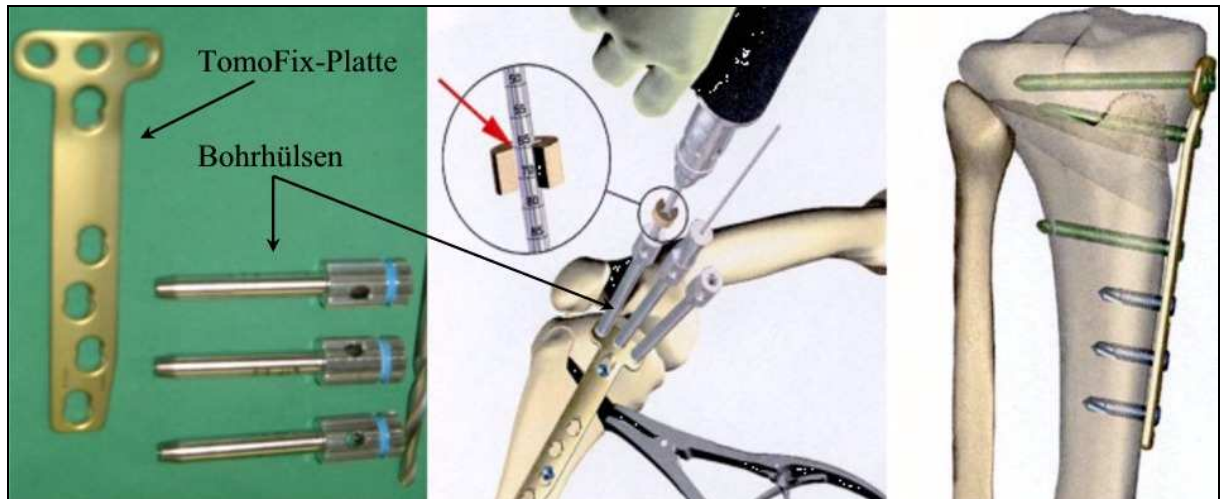


Abbildung 11 Mathys® TomoFix winkelstabilen Osteosynthesystem
(Quelle: Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese, Davos/ Schweiz)

1.4.4 Ziel der HTO

Pape et al. beschrieben, dass eine „exakte“ Korrektur der Beinachse zu guten klinischen Ergebnissen führt und dass hierfür eine der verschiedenen Planungsmethoden zur Bestimmung der Korrekturwinkelgröße unabdingbar ist (144). Für die Planung wird die Traglinie, die mechanische oder die anatomische Beinachse verwendet. *Coventry* empfahl die Verwendung der anatomischen Beinachse zur Bestimmung des postoperativen Korrekturwinkels und setzte als Zielwert einen Valguswinkel von wenigstens 8° fest (27). Im Gegensatz dazu postulierten *Hernigou et al.* die Verwendung der mechanischen Beinachse und beschrieben gute klinische Ergebnisse bei Patienten mit einem Valguswinkel zwischen 3° und 6° (70). Von *Pape et al.* wird die Position der Traglinie (Mikulicz-Linie) in Relation zur Tibiaplateaubreite als genauester Parameter zur Beurteilung der prä- und post-operativen Beinachse angesehen (144) (siehe Kapitel 1.3.5). Diese Position wird in Prozent angegeben, wobei die mediale Begrenzung des Plateaus mit 0% und die laterale Begrenzung mit 100% definiert wurde. Die Basis für diese Bestimmung des Zielwertes beruht auf einer Studie von *Fujisawa et al.* (50), der die Knorpelverhältnisse im Knie von 54 Patienten vor und nach HTO arthroskopisch untersuchte. Nur die Kniegelenke, in denen die Traglinie postoperativ das laterale Plateau im Bereich einer Weite von 30- bis 40% in Relation zum Kniegelenkzentrum durchzog, zeigten abheilende Knorpelulzerationen. *Fujisawa et al.* stellten die Veränderung der Position der Traglinie von prä- nach postoperativ in unten aufgeführter Grafik dar (Abb. 12).

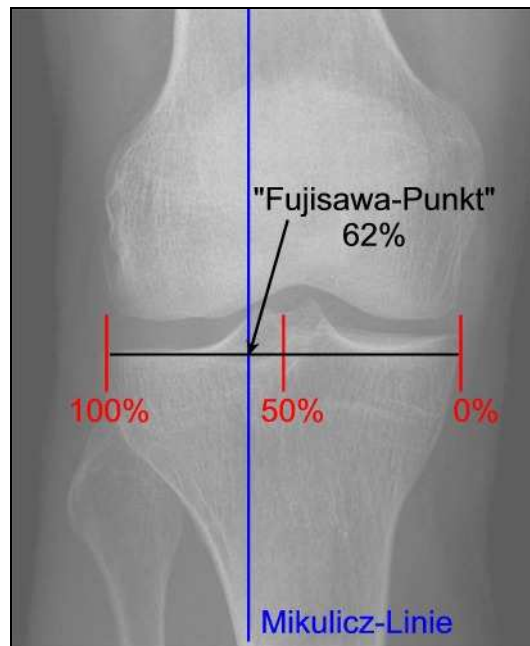


Abbildung 13 Verlauf der Traglinie (Mikulicz-Linie) durch den „Fujisawa-Punkt“

1.4.5 Präoperative Planung der HTO

Da der Therapieerfolg stark von einer optimalen und exakten Korrektur abhängig ist (143), ist es wichtig präoperativ eine genau Planung der HTO durchzuführen. *Miniaci et al.*, *Pape et al.*, *Noyes et al.* und *Coventry* haben für die valgusierende Umstellungsosteotomie an der Tibia verschiedene Planungsmethoden etabliert, um die Traglinie in den „Fujisawa-Punkt“ zu legen (27, 121, 132, 144). Exemplarisch wird die Planungsmethode von *Miniaci et al.* (121) bei valgusierender open-wedge HTO erläutert, da diese Methode in der klinischen Studie verwendet wurde (Abb. 14):

In der Ganzbeinaufnahme wird zu Beginn die Traglinie (Mikulicz-Linie) eingezeichnet. Sie stellt die Verbindungslinie zwischen dem Hüftkopfbereich und dem Zentrum des oberen Sprunggelenkes dar. Eine zweite Linie (Linie 2) zieht vom HKZ durch den 62%-Punkt der Gesamtbreite des Tibiaplateaus lateral des Kniegelenkzentrums („Fujisawa-Punkt“) bis in die Höhe des OSG. Linie 2 stellt die gewünschte bzw. geplante und postoperativ zu erwartenden Mikulicz-Linie dar. Linie 3 verbindet das Drehzentrum der open-wedge Osteotomie (Punkt D), welches den Endpunkt der Tibiaosteotomie darstellt, mit dem Zentrum des OSG. Linie 4 führt vom Punkt D zum OSG nahen Ende der Linie 2, wobei Linie 4 als Radius des Korrekturwinkels die gleiche Länge wie Linie 3 aufweisen muss. Zwischen Linie 3 und 4 liegt der zu öffnende Korrekturwinkel Alpha.

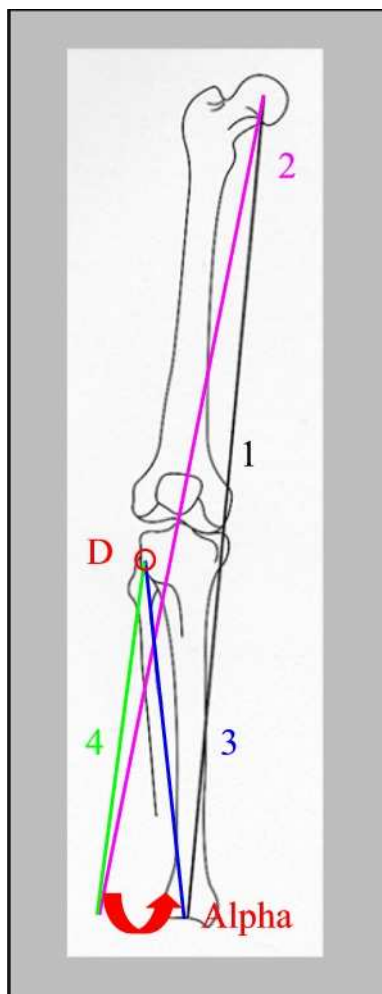


Abbildung 14 Planungsmethode nach *Miniaci et al.*

Ein weiterer wichtiger Bestandteil der präoperativen Planung bei gleichzeitiger Insuffizienz der Kreuzbänder ist die Vermessung der Dorsalneigung des Tibiaplateaus (tibial slope) (siehe Kapitel 1.3.5) in der Sagittalebene. Der tibial slope kann sowohl bei der open- als auch bei der closed-wedge Osteotomie verändert werden, wobei es bei der lateral zuklappenden Osteotomie tendenziell zu einer Verminderung und bei der medial aufklappenden Osteotomie eher zu einer Vergrößerung kommt (144). Eine Erhöhung des tibial slope kann bei gleichzeitig bestehender Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes die klinischen Beschwerden bezüglich der Instabilität verschlechtern, während diese bei einer gleichzeitig bestehenden Insuffizienz des hinteren Kreuzbandes verbessert werden können (15). Deshalb ist eine Erhöhung der Dorsalneigung des Tibiaplateaus bei gleichzeitiger vorderer Kreuzband-Insuffizienz, genauso wie eine Erniedrigung des tibial slope bei gleichzeitiger HKB-Insuffizienz kontraindiziert. Die intraoperative Veränderung und

Anpassung des tibial slope ist häufig ungenau und schwierig zu realisieren (144).

1.4.6 Nachbehandlung der HTO

Durch die Verwendung von winkelstabilen Implantaten ist die komplette Ruhigstellung unnötig geworden, was sich vorteilhaft auf den Gelenkknorpel und die Muskulatur auswirkt (56, 121, 126). Direkt postoperativ wird mit kontinuierlicher passiver Kniebewegung auf einer Motorschiene und krankengymnastischen Übungen, wie isometrischer Quadrizepsanspannung begonnen. Dies hilft eine Quadrizepsatrophie zu vermeiden und einer Patellarsehnen-Verkürzung vorzubeugen (184). Bei reizlosen Wundverhältnissen und einer Knieflexion von mindestens 90°, was bei einer Versorgung mit einem winkelstabilen Implantat nach durchschnittlich 6 Wochen erreicht wird, ist eine Teilbelastung mit Gehwagen oder Unterarmgehstützen möglich (173). Die Belastung wird dann individuell bis zur Vollbelastung gesteigert. *Lobenhoffer* empfiehlt bei der Verwendung des winkelstabilen Plattenfixateurs TomoFix ab dem 1. postoperativen Tag Mobilisierung unter Teilbelastung mit 15kg und freiem Bewegungsumfang (105). Zwischen der 4. und 6. Woche postoperativ kann die Belastung des Beins schmerzadaptiert gesteigert werden, bis dann 6 Wochen postoperativ eine Röntgenkontrolle erfolgt und bei normalem Verlauf die Freigabe zur Vollbelastung gegeben wird. Das Implantat sollte für mindestens 12 Monate verbleiben (22, 56).

1.4.7 Komplikationen der HTO

Zu unterscheiden sind allgemeinchirurgische Komplikationen, wie Infektion, Gefäß-, Nervenverletzung, tiefe Beinvenenthrombose, Kompartmentsyndrom, Wundheilungsstörung und Nekrosen von Haut und Knochen, von technischen, HTO spezifischen Komplikationen.

Die technischen Komplikationen nach HTO sind: Korrekturverlust, Rotationsfehler, Materialbruch und -lockerung, Ausriss der Tuberositas tibiae, Ruptur des Ligamentum patellae, Fraktur nach Implantatentfernung, Pseudarthrosen von Tibia und Fibula und postoperative Fehlstellung der Patella (23). Die closed wedge HTO ist mit einer hohen Inzidenz an postoperativem Patella-Hochstand („Patella baja“) assoziiert (162, 184), welche jedoch durch aggressive postoperative Mobilisation

verringert werden kann (9, 71, 184). Eine weitere Komplikation ist die Fraktur der medialen Kortex bei closed-wedge HTO und die Fraktur der lateralen Kortex bei open wedge HTO. Dies führt zu einer Destabilisierung des proximalen Fragmentes und zu einer möglichen Mal-, bzw. Nonunion mit der Bildung einer Pseudarthrose. Gefürchtet ist die intraartikuläre Fraktur, welche in 10 bis 20% der Fälle während einer zuklappenden Osteotomie (115) und in bis zu 11% der Fälle während einer öffnenden Osteotomie (70) auftritt, da sie zu einer Inkongruenz der Gelenkflächen und einer Progredienz der Arthrose führt.

Erfolgreiche Langzeitresultate sind von sorgfältiger Patientenauswahl, korrekter chirurgischer Technik, adäquater postoperativer Achsenstellung und einer hohen Primärstabilität der Osteosynthese abhängig (45, 63), wobei eine hohe Primärstabilität entscheidend für den erfolgreichen Durchbau der Osteotomie ist (27, 159).

1.4.8 Prognosefaktoren und Ergebnisse der HTO

Schlechte klinische Ergebnisse der valgisierenden HTO sind assoziiert mit Übergewicht, hohem Lebensalter und frühem Korrekturverlust (28, 82, 176). Darüber hinaus gewinnt der von *Bonnin u. Chambat* sowie von *Levigne* beschriebene sog. konstitutionelle tibiale Varuswinkel zur Prognoseabschätzung an Bedeutung (11, 102). Auf einer konventionellen a.-p. Röntgenaufnahme der Tibia wird die epiphysäre Achse, als Verbindungslinie des Mittelpunktes der Eminentia intercondylaris und des halben Tibiadurchmessers auf Höhe der ehemaligen proximalen Tibiametaphyse bestimmt. Der konventionelle tibiale Varuswinkel entspricht dem Winkel zwischen der epiphysären Achse und der mechanischen Tibiaachse. Mit Hilfe dieses Winkels kann zwischen einer anlagebedingten knöchernen Varusfehlstellung einerseits und einer verschleißbedingten, varisch erscheinenden Tibia andererseits unterschieden werden. Eine rein tibiale Varusstellung liegt bei einem Winkel von wenigstens 3-5° vor (102). *Levigne* postulierte, dass bei konstitutioneller Varusfehlstellung der Tibia eine valgisierende Umstellungsosteotomie die Ursache beseitigen kann und daher wieder physiologische Achsverhältnisse herstellt (102). Bei einer verschleißbedingten varischen Fehlstellung mit medial abgesunkenem Tibiaplateau führt die HTO zu einer unphysiologischen Valgusstellung der Tibiaachse und hat somit nur einen palliativen Charakter (102). *Bonnin u. Chambat* zeigten, dass Patienten mit einer

anlagebedingten tibialen Varusfehlstellung signifikant bessere klinische Ergebnisse aufweisen, als Patienten mit einer verschleißbedingten Absenkung des medialen Tibiaplateaus (11).

Die Ergebnisse nach HTO werden in der Literatur unterschiedlich beschrieben, da das klinische Outcome von vielen Faktoren, wie beispielsweise von der Auswahl der Patienten, von der adäquaten chirurgischen Technik und von der Präzision der postoperativen Beinachse beeinflusst wird (63). Langzeitstudien zeigen, dass der klinische Erfolg mit der Zeit wieder abnimmt und sich verschlechtert, wobei ein Andauern der Effektivität bei mehr als der Hälfte der tibialen Umstellungsosteotomien von 7 bis 10 Jahren angegeben wird (187). Bei selektiertem Patientengut kann durch eine HTO eine endoprothetische Versorgung des Kniegelenkes um mindestens 7 bis 10 Jahre hinausgezögert werden (187).

Ein Ziel der HTO ist die Reduktion der Progredienz der unikompartimentellen Arthrose durch Entlastung und Förderung der Knorpelregeneration. *Bruce et al.* zeigten abnehmenden szintigraphischen Uptake des medialen Kompartiments nach einer valgusierenden HTO (16). Ebenso wurde von *Fujisawa et al.* anhand von second-look Arthroskopie nach HTO eine Verbesserung der Gelenkfläche des medialen Kompartiments nachgewiesen (50). *Odenbring et al.* entdeckten Proliferation von Faserknorpel und erhöhte Zelldichte von hyalinem Knorpel nach Umstellungsosteotomien, aber sie fanden keine Korrelation zwischen dem Ausmaß der Knorpelreparatur und dem klinischen Outcome (138). Dahingegen konnten *Kanamiya et al.* eine Korrelation zwischen der Ausdehnung arthroskopisch visualisierter Heilung der Gelenkfläche, dem funktionellen klinischen Ergebnis und dem Ausmaß der Winkelkorrektur zeigen (90). Ein verbessertes klinisches Ergebnis und eine vermehrte Knorpelregeneration nach Entlastung durch HTO zeigte sich bei Kombinationseingriffen von HTO und Knorpel-Oberflächentherapien, wie Pridie-Bohrung oder Debridement des Knorpeldefektes (3, 110, 161).

1.5 Computerassistierte Chirurgie

Die Entwicklung von Computernavigations-Systemen dient dem Zweck, die Fehlerquote bei Operationen zu senken (170). Im folgenden Kapitel werden die grundlegenden Prinzipien der computerassistierten Chirurgie erläutert und die gängigen Navigationssysteme vorgestellt.

1.5.1 Prinzipien der computerassistierten Chirurgie

Die chirurgische Computernavigation ermöglicht die Messung und Bestimmung von Instrumentenpositionen im Raum und setzt diese in Beziehung zu Bilddatensätzen und der Anatomie des Patienten in Echtzeit. Dies dient der Umsetzung prä- oder intraoperativer Planungen und ermöglicht eine präzisere Durchführung chirurgischer Eingriffe (101). Hierdurch wird eine direkte räumliche Korrelation zwischen den Bilddatensätzen des Patienten, der Patientenanatomie und den chirurgischen Instrumenten hergestellt (111). Die im Folgenden beschriebene und in den Experimenten verwendete HTO Navigations-Software arbeitet ohne Bilddatensätze des Patienten. Aus der Aufnahme von anatomischen Landmarken wird ein Computermodell generiert und simuliert die vorliegende Anatomie.

1.5.1.1 Aufbau von Navigationssystemen

Prinzipiell ist ein chirurgisches Computernavigations-System aus drei Hauptkomponenten aufgebaut (Abb. 15):

- I. **Therapeutisches Objekt** (in der orthopädischen Chirurgie: knöchernen Struktur): stellt den Ort des chirurgischen Eingriffes dar
- II. **Virtuelles Objekt**: Abbild des therapeutischen Objektes, welches auf Bilddatensätzen beruht oder anhand von registrierten Landmarken generiert wird
- III. **Navigator** (Trackingsystem): Bindeglied zwischen therapeutischem und virtuellem Objekt. Er ermöglicht durch Registrierung der Anatomie und Verfolgung der chirurgischen Instrumente die interaktive Darstellung im virtuellen Objekt

Abbildung 15 zeigt einen Navigator als optisches Trackingsystem mit Infrarotkamera.

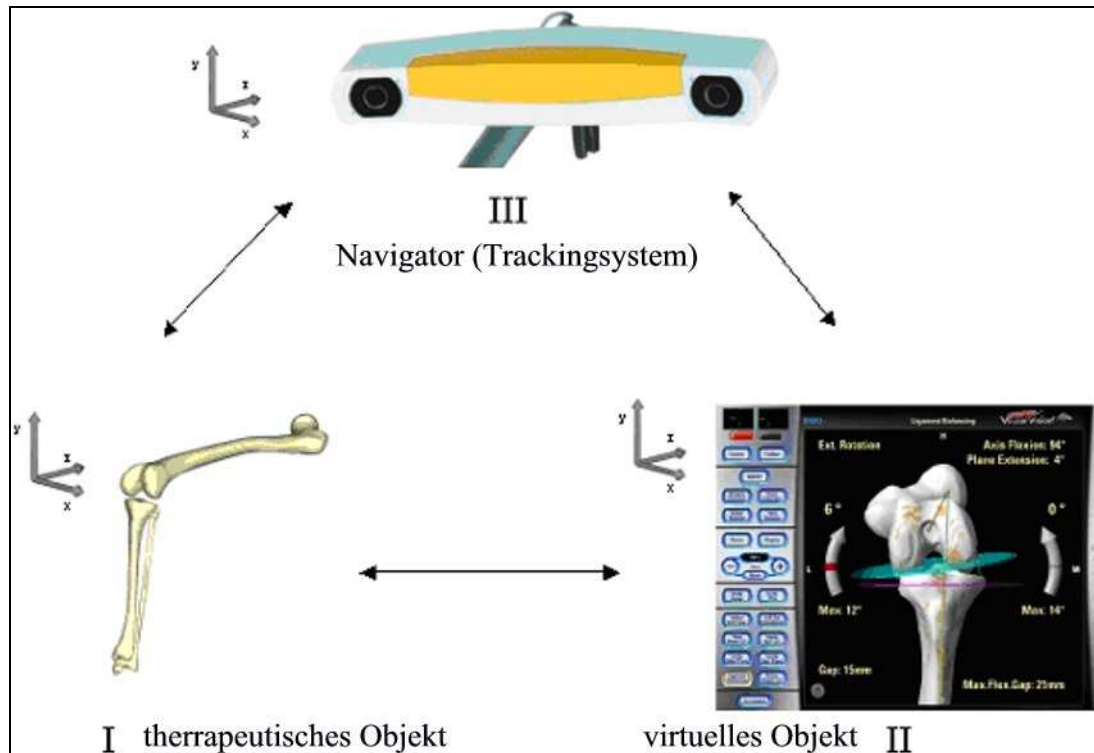


Abbildung 15 Hauptbestandteile der Computernavigation

1.5.1.2 Kalibrierung, Referenzierung und Registrierung

Vorraussetzungen einer Operationsunterstützung durch das Computernavigations-System ist die exakte Kalibrierung, Referenzierung und Registrierung. Bei der **Kalibrierung** wird die Geometrie der chirurgischen Instrumente, die dem Navigator anfangs nicht bekannt sind, in einem dem System bzw. dem Navigator bekannten Koordinatensystem erfasst. Häufig benutzte Instrumente wie beispielsweise der Pointer oder die Referenzgeometrien sind präkalibriert. Im Gegensatz dazu werden dem System unbekannte Instrumente vor jeder Anwendung mit Hilfe einer Kalibrationsmatrix kalibriert. Es handelt sich hierbei um das Definieren wesentlicher Merkmale eines unbekanntes Instruments wie z.B. die Spitze und Achse eines Bohrers.

Die **Referenzierung** stellt den Bezug zwischen der Lage der Instrumente und des therapeutischen Objektes her. Dabei wird das Koordinatensystem der Referenzgeometrien in den Koordinatenraum des Navigators integriert. Die

präkalibrierten Referenzgeometrien werden am therapeutischen Objekt befestigt und ermöglichen somit die Erfassung des therapeutischen Objektes durch den Navigator und die Erstellung eines virtuellen Objektes. Die dynamische Referenzierung, ermöglicht es dem System relative Bewegungen des therapeutischen Objekts in Echtzeit zu erfassen und diese anhand des virtuellen Objektes zu visualisieren.

Die **Registrierung** ist nach der Kalibrierung und Referenzierung die dritte Grundlage der Computernavigation, um eine Relation zwischen den Koordinatensystemen der Objekte darzustellen und die Lage des therapeutischen Objektes nach Erfassung durch den Navigator präzise im virtuellen Objekt wiedergeben zu können. Die Registrierung ermöglicht es jeden Punkt im Raum des einen Objektes im Raum des anderen abzubilden. Im Gegensatz zur Kalibrierung, bei welcher oft präkalibrierte Instrumente Verwendung finden, wird die Registrierung vor jeder Anwendung durchgeführt, da die zu erfassenden anatomischen Strukturen individuell verschieden sind. Die Registrierung kann sowohl anhand prä- oder intraoperativer Bilderfassung (CT-basierte Registrierung) als auch durch die sog. „Chirurgen-definierte Anatomie“ (bildlose Registrierung), bei der vollständig auf die Verwendung radiologischer Bilder verzichtet wird, erfolgen.

Bei der CT-basierten Registrierung wird präoperativ eine computertomographische Untersuchung des therapeutischen Objektes durchgeführt. Aus den daraus gewonnenen CT-Datensätzen wird mit dem Navigationssystem ein virtuelles 3D-Modell, das virtuelle Objekt, erstellt. Intraoperativ wird die Korrelation zwischen dem virtuellen und therapeutischen Objekt berechnet. Auf dem therapeutischen und virtuellen Objekt werden mindesten drei Punktpaare festgelegt. Diese Punkte werden meist an markante anatomische Landmarken, wie beispielsweise an den Epicondylus medialis/lateralis des Femurs oder an den Malleolus medialis/lateralis, gelegt. Diese Landmarken werden auf der knöchernen Struktur mit einem Pointer durch den Navigator erfasst. Das Computernavigations-System korreliert die Koordinaten der registrierten Landmarken mit dem virtuellen Objekt. Somit werden die Koordinatensysteme des therapeutischen und des virtuellen Objektes überlagert.

Bei der bildlosen Registrierung werden intraoperativ vom Anwender bestimmte, vom Navigationssystem vorgegebene Landmarken und Flächen mit dem Pointer auf der Knochenoberfläche akquiriert. Anhand dieser registrierten Daten wird ein 3D-Oberflächenmodell, das virtuelle Objekt, generiert. Das Computernavigations-System kann damit die Koordinaten des therapeutischen und des virtuellen Objektes

überlagern. Die Registrierung ist abhängig von der Genauigkeit der Akquirierung der Landmarken durch den Benutzer und stellt somit eine Fehlerquelle bei der computerassistierten Chirurgie dar.

1.5.1.3 Planung und Navigation

Nach der Registrierung folgen die eigentlichen Schritte der computerassistierten Chirurgie: die Planung und die Navigation. In dem Arbeitsschritt der Planung wird das Procedere der zu navigierenden Operation festgelegt. Hierbei wird in der HTO-Software der Korrekturwinkel der Beinachse berechnet und die Schnittebene am virtuellen Objekt geplant. Die Navigation stellt die Ausführung der zu navigierenden Arbeitsschritte dar.

1.5.2 Trackingsysteme

Tracking leitet sich von dem Englischen Verb „(to) track“ ab und heißt übersetzt „verfolgen“. Unter Tracking versteht man das Verfolgen der Position von Objekten im Raum. Getrackt werden bei der Computernavigation das therapeutische Objekt und chirurgische Instrumente. Informationen über die Bewegungen des Objektes entlang der sechs Freiheitsgrade sind erforderlich, um die Positionen, die Orientierung und die Bewegung von getrackten Objekten bestimmen zu können. Die drei translatorischen und die drei rotatorischen Bewegungsachsen stellen die sechs Freiheitsgrade in einem kartesischen Koordinatensystem dar (Abb. 16).

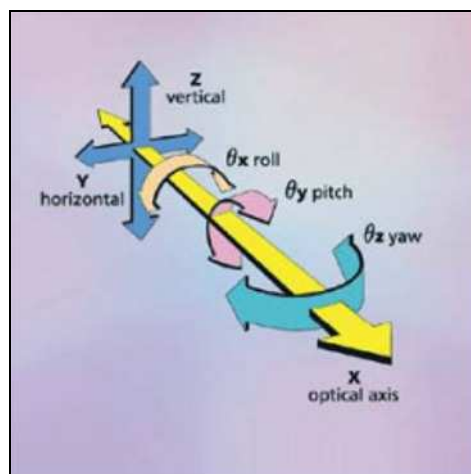


Abbildung 16 Sechs Freiheitsgrade in der Navigation
(Quelle: Firma BrainLab, Feldkirchen, Deutschland)

Bewegungen entlang der X-, Y- und Z-Achse entsprechen den translatorischen Bewegungsachsen, Bewegungen um die X-, Y-, und Z-Achse entsprechen den rotatorischen Bewegungsachsen. Ein Trackingsystem muss in der Lage sein, Bewegungen entlang dieser Freiheitsgrade erfassen und analysieren zu können. Im Folgenden werden die wichtigsten Trackingsysteme, welche in der computerassistierten Chirurgie Verwendung finden, vorgestellt.

1.5.2.1 Mechanische Trackingsysteme

Das therapeutische Objekt ist hier mit einem mehrgliedrigen Gelenkarm verbunden. Die Gelenke erlauben Bewegungen in den 6 Freiheitsgraden. Bewegungen werden als Änderung von Winkeln zwischen den Teilstücken des Gelenkarmes registriert und können mit Potentiometern quantifiziert werden oder von optischen Sensoren erfasst werden. Aus diesen registrierten Bewegungen lässt sich die Position im Raum ermitteln. Dieses älteste Trackingsystem findet aufgrund seiner stark eingeschränkten Bewegungsfreiheit am Gelenkarm kaum noch Anwendung in der computerassistierten Chirurgie.

1.5.2.2 Akustische Trackingsysteme

Am therapeutischen Objekt werden Sender in Form eines Hochfrequenzlautsprechers montiert. Hochfrequenzmikrofone, die als Empfänger dienen und im Raum befestigt sind, detektieren die vom Sender emittierten Ultraschallwellen und können somit Position und Bewegung des Objektes ermitteln. Um Bewegungen erfassen zu können wird die Zeit gemessen, die ein Signal vom Sender zum Empfänger benötigt. Daraus kann auf den Abstand und eine Abstandsänderung geschlossen werden. In der Praxis findet diese Verfahren aufgrund der relativ großen Wellenlänge des Ultraschalls und der dadurch bedingten eingeschränkten Genauigkeit nur selten Verwendung.

1.5.2.3 Elektro-Magnetische Trackingsysteme (EMAT)

Elektro-Magnetische Trackingsysteme sind neuartige Navigations-Systeme und befinden sich vor der klinischen Einführung. Diese Systeme beruhen auf der Vermessung eines in einer Spule erzeugten Magnetfeldes. Das System besteht aus

Sendern und Empfängern. Sowohl im Sender als auch im Empfänger befinden sich dreidimensionale Spulen. Der Strom fließt in den drei möglichen Raumkoordinaten durch die Spulen. Der Sender erzeugt nacheinander drei senkrecht aufeinander stehende Magnetfelder. Diese werden an den Empfänger, der am therapeutischen Objekt angebracht ist, übermittelt. Dabei werden drei induktive Ströme verursacht, welche in den Spulen des Empfängers jeweils ein Magnetfeld erzeugen. Die Stärken des vom Magnetfeld induzierten Stromes werden gemessen. Der Computer kann die Position und die Orientierung des Objektes im Raum mit Hilfe der empfangenen Spannungssignale mit hoher Genauigkeit berechnen. Entscheidender Vorteil des EMAT gegenüber dem optischen Tracking ist die uneingeschränkte Verfügbarkeit bzw. Sichtbarkeit des Systems. Beim optischen Trackingsystem, welches im folgenden Kapitel vorgestellt wird, ist eine uneingeschränkte Sichtbarkeit der Referenzgeometrien durch die Infrarotkamera für einen reibungslosen Ablauf eine wichtige Grundvoraussetzung.

1.5.2.4 Optische Trackingsysteme

Im folgenden Kapitel wird das optische Trackingsystem ausführlich vorgestellt. Es ist das derzeit am häufigsten verwendete Navigations-System. Auch das in dieser Arbeit untersuchte Computernavigations-System verwendet diese Technologie. Das optische Trackingsystem basiert entweder auf passivem oder aktivem Tracking. Beim aktiven Tracking emittieren am therapeutischen Objekt befestigte Leuchtdioden „aktiv“ Infrarotlicht, welches von einer Kamera detektiert wird und die Bestimmung der Position des therapeutischen Objektes ermöglicht. Im Gegensatz dazu werden beim passiven Trackingsystem (Abb. 17) am therapeutischen Objekt Infrarotlicht reflektierende Kugeln in bestimmter geometrischer Anordnung als sog. Marker befestigt. Vorteil des passiven Trackingsystems sind kabellose und damit handlichere Referenzgeometrien und chirurgische Instrumente. Passiv reflektierende Marker sind mit einer speziellen Folie aus reflektierendem Material (3M Scotchlite, St.Paul, MN, USA) überzogen. Die Marker-Kugeln sind auf den Referenzgeometrien, dem Pointer und den chirurgischen Instrumenten, wie etwa der Bohrführung, in definierter und präkalibrierter Anordnung befestigt.

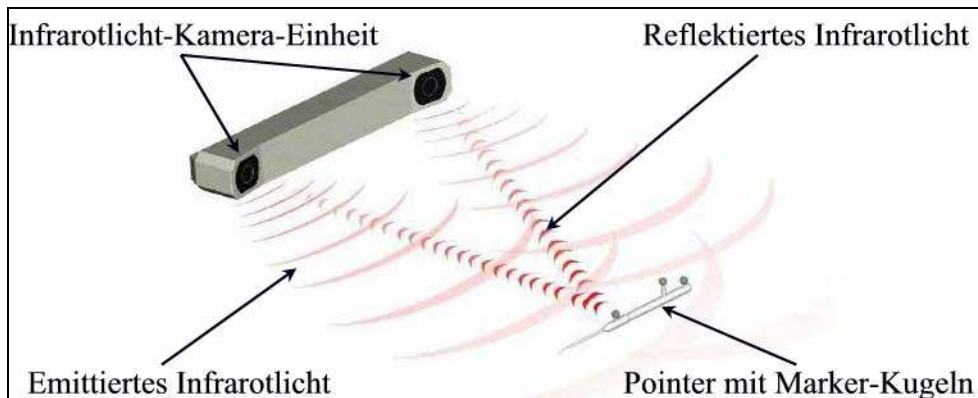


Abbildung 17 Passives Trackingsystem: Tracking von Instrumentenpositionen

(Quelle: Firma Northern Digital Inc. (Waterloo, Kanada))

Diese eindeutige und definierte Marker-Anordnung und Kalibrierung ermöglicht es dem Computernavigations-System, nur über die Sichtbarkeit der reflektierenden Marker-Kugeln die Referenzgeometrie oder Instrumente zu identifizieren und deren Position und Orientierung im Raum zu berechnen. Durch Befestigung der Referenzgeometrie mittels Schanz-Schrauben am therapeutischen Objekt wird die zu behandelnde anatomische Struktur des Patienten in Bezug zum Koordinatensystem des Navigationssystems und der chirurgischen Instrumente gebracht (Abb. 18). Wird beispielsweise eine computernavigierte Operation am Kniegelenk durchgeführt, so werden Femur und Tibia mit unterschiedlichen Referenzgeometrien versehen. Die drei Marker-Kugeln der Referenzgeometrie an der Tibia sind T-förmig angeordnet, am Femur weist die Referenzgeometrie eine Y-förmige Geometrie auf. Dies ermöglicht eine eindeutige Zuordnung des therapeutischen Objektes durch das Navigationssystem. Basierend auf dem Prinzip der geometrischen Triangulation können Bewegungen von Marker-Geometrien in Echtzeit verfolgt und auf einem Bildschirm visualisiert werden (Abb. 19). Bei optischen Trackingsystemen eignet sich die Verwendung von Infrarotlicht, da Licht in diesem Frequenzbereich eine geringe Beeinflussung durch Fremdlicht gewährleistet. Das Kamerasystem ist vergleichbar mit dem menschlichen Sehapparat aus zwei „Seh-Organen“ (Kameras) aufgebaut, die in einem Gehäuse so untergebracht sind, dass sie ein weitgehend überlappendes Sichtfeld vorweisen können. Die zur räumlichen Darstellung benötigten 3D-Daten kann das System aus den differenten Sichtwinkeln der Kameras berechnen. Bei dem Infrarot-Kameramodul Polaris der Firma Northern Digital Inc. (Waterloo, Kanada) ist die Kameralinse von Leuchtdioden (LEDs), welche gepulst Licht im infraroten Frequenzbereich emittieren, umgeben (Abb. 20). Das Infrarotlicht wird, wie oben

beschrieben, von den zu einer definierten Geometrie angeordneten passiven Markern reflektiert und von der Kamera aufgezeichnet.

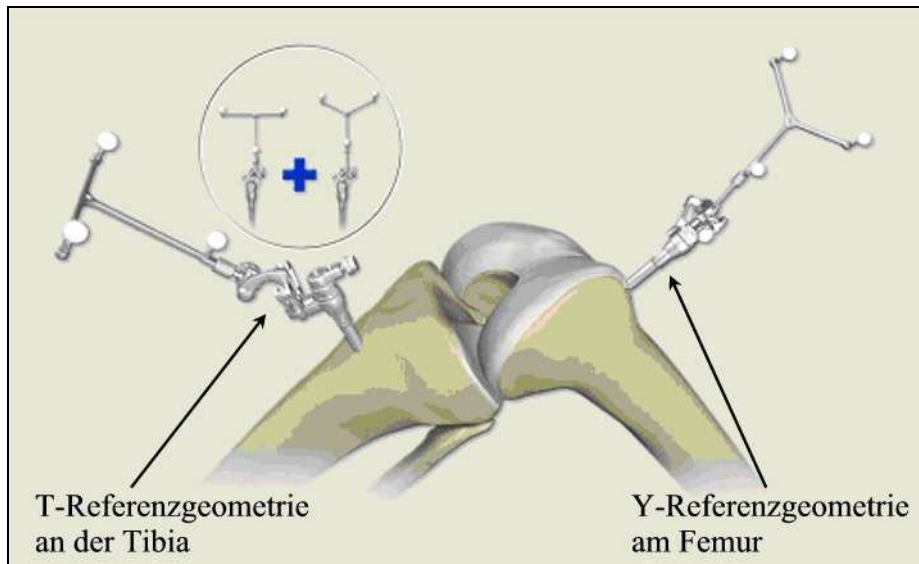


Abbildung 18 Referenzgeometrien und deren Anordnung am therapeutischen Objekt
(Quelle: BrainLab Inc., Feldkirchen, Deutschland)

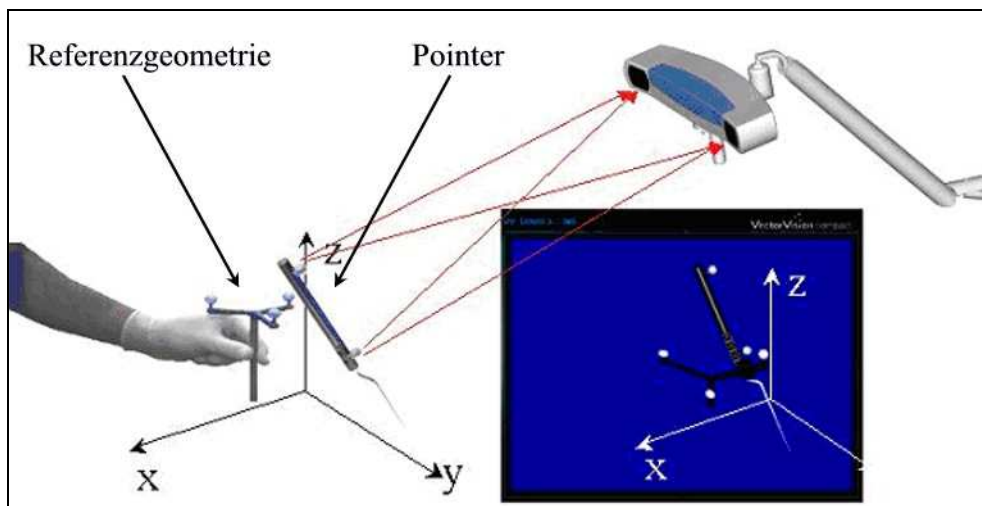


Abbildung 19 Tracking von Instrumentenpositionen am Bildschirm
(Quelle: Firma BrainLab, Feldkirchen, Deutschland)

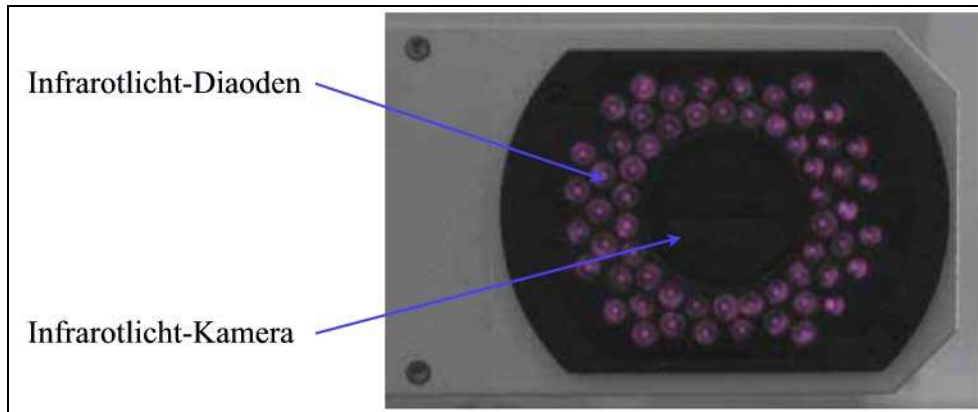


Abbildung 20 Kameramodul Polaris der Firma Northern Digital Inc. (Waterloo/ Kanada)

Wie jede Kamera hat auch die Polaris Kamera ein eingeschränktes Sichtfeld. Laut Herstellerangaben beträgt das pyramidenförmige Volumen, in welchem die Marker detektiert werden können, $1,627\text{m}^3$. Das Kameravolumen hat eine Grundfläche von $1560\text{mm} \times 1280\text{mm}$ und eine Höhe von 2400mm (Abb. 21). Die Registriergenauigkeit wird in diesem Volumen mit $0,35\text{mm}$ angegeben (47).

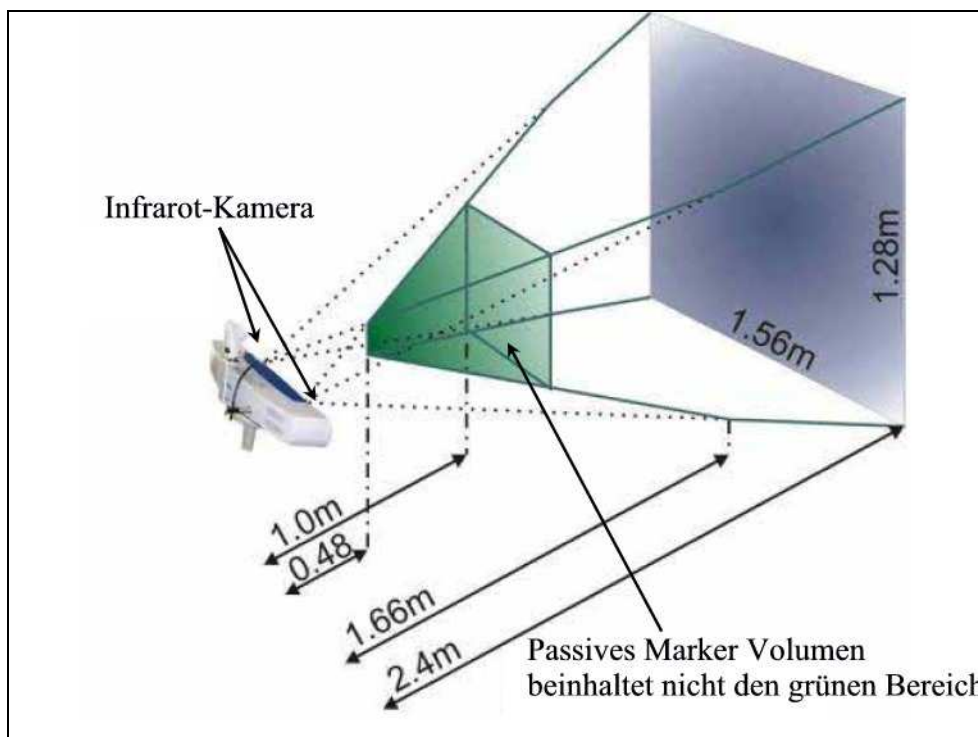


Abbildung 21 Pyramidenförmiges Kameravolumen der Polaris-Kamera
(Quelle: Firma Northern Digital Inc., Waterloo, Kanada)

2 Material und Methoden

2.1 Material und Methoden der klinischen Studie

In einer klinischen retrospektiven Studie wurde die Genauigkeit der Achskorrektur in der Frontalebene nach open-wedge HTO und die Auswirkungen dieser auf die Änderung der Kippung des Tibiaplateaus (tibial slope) in der Sagittalebene und den klinischen Status des Patienten untersucht. Die Studie wurde im Hinblick auf die Einführung eines HTO Computernavigations-Systems durchgeführt, um einen Status quo der Genauigkeit der konventionellen tibialen Umstellungsosteotomie und deren klinische Korrelation zu erheben.

Die im Studienprotokoll definierten Fragestellungen der klinischen Studie sind:

- Wie präzise ist die postoperative Korrektur (radiologische Kontrolle der Beinachse postoperativ) relativ zur präoperativen Planung bei open-wedge HTO?
- Hat die Größe des Korrekturwinkels einen Einfluss auf den tibial slope?
- Besteht eine Korrelation zwischen der Genauigkeit der Korrektur und dem klinischen Ergebnis der Patienten?
- Besteht eine Korrelation zwischen dem Body Mass Index (BMI) und der Genauigkeit der Korrektur?

2.1.1 Material

2.1.1.1 Patientenkollektiv

In der Abteilung für Sportorthopädie des Universitätsklinikums Rechts der Isar der Technischen Universität München wurden zwischen Juni 2004 und April 2005 65 Patienten mit einer HTO operativ versorgt. Bei 9 Patienten (13,8%) wurde eine closed-wedge HTO, bei 56 Patienten (86,2%) eine open-wedge Osteotomie durchgeführt. Die Einschlusskriterien erfüllten 54 Patienten. Von den 56 mit open-wedge HTO versorgten Patienten konnten 50 Patienten (89,3%) nachuntersucht werden. Vier Patienten (7,1%) waren aufgrund der großen Entfernung ihres Wohnortes vom Klinikum nicht bereit sich nachuntersuchen zu lassen. Aufgrund der im Studienprotokoll definierten Ausschlusskriterien sind zwei Patienten (3,6%) von der Studie ausgeschlossen worden. Bei einem Patienten ist postoperativ die laterale tibiale Kortikalis frakturiert und die Osteotomie disloziert, der andere Patient litt unter

Fibromyalgie, einer Erkrankung des rheumatischen Formenkreises. Die Geschlechtsverteilung zeigte 40 Patienten (80,0%) und 10 Patientinnen (20,0%). Bei den 50 versorgten Patientenknieen wurden 23 (46,0%) rechte Tibiae und 27 (54,0%) linke Tibiae osteotomiert und valgisiert (Tab. 2). Der Altersdurchschnitt zum Zeitpunkt der Operation lag bei 43 Jahren, wobei der jüngste Patient 24 und der älteste Patient 58 Jahre alt war.

Die Bestimmung des tibialen slopes wurde radiologisch bei 34 Patientenknieen (68,0%) vorgenommen. Bei den restlichen 16 Patienten (32,0%) wurde kombiniert mit der Achsumstellung in der Frontalebene eine Slopekorrektur angestrebt. Somit konnten diese Patienten für die Fragestellung der Abhängigkeit der Slopeänderung von der Größe des Korrekturwinkels nicht herangezogen werden.

56 Patienten mit open-wedge HTO versorgt	
50 Patienten nachuntersucht (89,3%)	
40 männlich (80,0%)	10 weiblich (20,0%)
23 rechte Tibiae (46,0%)	27 linke Tibiae (54,0%)

Tabelle 2 Patientenkollektiv

2.1.1.2 Einschlusskriterien

Die im Studienprotokoll definierten Einschlusskriterien sind:

- Alter: 18. – 60. Lebensjahr
- Medial betonte Gonarthrose oder medialer Knorpelschaden bei varischer Beinachse
- Bewegungsausmaß von mindestens 0-10-90° Extension/ Flexion
- Kraftgrad der Quadrizepsmuskulatur von mindestens 4/5 bei intakten Kollateralbändern

2.1.1.3 Ausschlusskriterien

Die im Studienprotokoll definierten Ausschlusskriterien sind:

- vorherige perigenikuläre Frakturen von Femur oder Tibia
- Kreuzbandinsuffizienz (Ausschlusskriterium für das Patientenkollektiv, bei welchem die Änderung des tibial slope untersucht wird)
- Vorgegangene offene Operationen am betroffenen Kniegelenk
- Zweit- und drittgradiger retropatellarer sowie lateraler Knorpelschaden
- Osteoporose
- postoperative Dislokation der Osteotomie mit Revisionsbedarf vor Konsolidierung der Osteotomie
- Systemische Erkrankungen mit Symptomatik im Bereich des Bewegungsapparates

2.1.2 Methoden

Die klinische Untersuchung und die Erhebung des klinischen Scores erfolgten ausschließlich durch den Autor dieser Arbeit um eine interindividuell unterschiedliche Beurteilung des klinischen postoperativen Verlaufs auszuschließen. Die Röntgenbilder wurden von einem zweiten Arzt nochmals ausgewertet. Bei Unstimmigkeit wurde in allen Fällen in einem Konsensus-Verfahren Einigkeit erzielt.

2.1.2.1 Nachuntersuchungszeitraum

Präoperativ wurde zur Planung des Korrekturausmaßes der Osteotomie eine belastete Ganzbein-Röntgenaufnahme (Abb. 22), eine a.-p. und laterale Aufnahme des Kniegelenkes durchgeführt. Ebenso erfolgte präoperativ die Erhebung des klinischen Status anhand des Lysholm-Scores und die Berechnung des Body Mass Index (BMI). Am 1. postoperativen Tag wurde das versorgte Kniegelenk seitlich und a.-p. geröntgt (Abb. 26). Durchschnittlich 92,3 (76-110) Tage postoperativ wurden die Patienten zu einer radiologischen Kontrolle der korrigierten Beinachse, mittels Ganzbein-Röntgenaufnahme, zu einer klinischen Untersuchung und Erhebung des Lysholm-Scores in die Poliklinik der Abteilung für Sportorthopädie des Klinikums Rechts der Isar eingeladen. Sechs (185,7 (175 – 190) Tage) und 36 Monate (1115,3 (1052–1140) Tage) nach der Operation erfolgte eine telefonische Erhebung des

klinischen Status anhand des Lysholm Scores.



Abbildung 22 Ganzbein-Röntgenaufnahme post- und prä-operativ

2.1.2.2 Radiologische Untersuchung

Die Röntgenaufnahmen wurden wie in Kapitel 1.3.5 (Radiologischer Befund der Gonarthrose) ausgewertet. Die mechanische und anatomische Achse sowie der Prozentwert, an dem die mechanische Achse das Tibiaplateau schneidet, und der tibiale slope wurden bestimmt. Der Prozentwert, an dem die Tragachse das Tibiaplateau schneidet, errechnet sich aus dem Quotienten der Länge der Strecke (in Abb. 23: Strecke A) zwischen dem Schnittpunkt und der medialen Plateaubegrenzung und dem Tibiaplateaudurchmesser (Abb. 23).

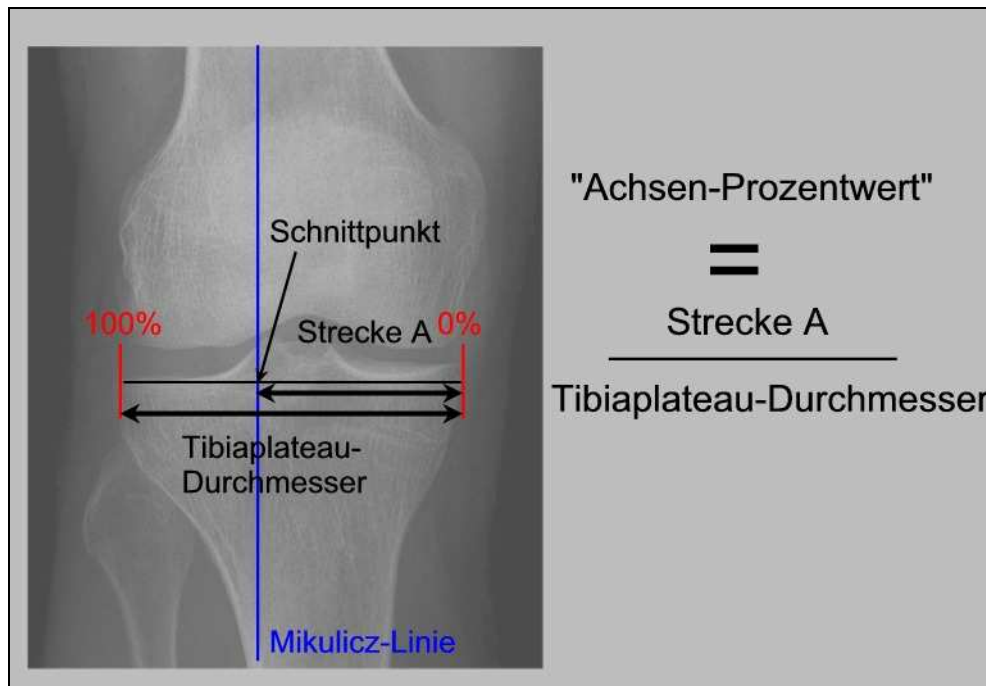


Abbildung 23 Bestimmung des „Achsen-Prozentwerts“ anhand einer Ganzbein-Röntgenaufnahme

2.1.2.3 Visuelle Analog Skala

Die Visuelle Analog Skala (VAS) ist ein Maß für das Schmerzempfinden des Patienten (17). Die VAS reicht in ganzen Zahlenschritten von 0 bis 10. Keinerlei Schmerzen entsprechen einem Skalenwert von 0 und stärkste, nicht zu ertragende Schmerzen entsprechen einem Skalenwert von 10.

2.1.2.4 Lysholm-Score

Zur subjektiven Beurteilung des klinischen Status des Patienten wurde in dieser Studie ein modifiziertes Bewertungsschema nach Lysholm et al. (siehe Anlage 7.1) (108, 174) verwendet. Dieses numerische Evaluations-System ist ein symptombezogener Score, welcher die Symptome Schmerzen, Schwellung, Blockaden, funktionelle Belastung und Belastbarkeit sowie Instabilität im Kniegelenk während alltäglicher Aktivitäten quantifiziert. Der Test umfasst 100 Punkte, wobei eine höhere Punktzahl einem besseren subjektiven Befinden entspricht.

2.1.2.5 Body Mass Index (BMI)

Der Body Mass Index (BMI) wurde präoperativ als Quotient aus Körpergewicht (in

Kilogramm) und dem Quadrat der Körpergröße (in Meter) bestimmt. Die Werte von Normalgewichtigen liegen laut Adipositas-Klassifikation der WHO zwischen 18,50 kg/m² und 24,99 kg/m² (185).

2.1.2.6 Präoperative Planung

Die präoperative Planung der HTO wurde für jeden Patienten nach der Methode von *Miniaci et al.* (121) anhand von Ganzbein-Röntgenuntersuchungen durchgeführt. Diese Methode wird ausführlich im Kapitel 1.4.5 und in Abbildung 14 erläutert.

2.1.2.7 Operationstechnik

Vor Durchführung der HTO erfolgte eine diagnostische Arthroskopie zur Beurteilung des Gelenkknorpels, der Menisken und der Kreuzbänder. Die Indikation zur Umstellungsosteotomie wurde somit überprüft.

Die Operation wurde als mediale intraligamentäre additive HTO in biplanarer Technik entsprechend der Technikbeschreibung der AO Knie Experten Gruppe durchgeführt (2, 104, 105). Nach Beendigung der Arthroskopie erfolgte eine zentrale, longitudinale Hautinzision vom distalen Patellapol bis zur Tuberositas tibiae. Nach Durchtrennung der Subkutis und Faszie wurde der Pes anserinus partiell abpräpariert und mit einem Venenhaken nach distal weggehalten, wobei sich das Innenband darstellte. Die anterioren Fasern des Innenbandes wurden am tibialen Ansatz abgelöst und die proximale Tibia freipräpariert. Anschließend wurde mit einer oszillierenden Säge eine schräge vertikale Osteotomie posterior der Tuberositas tibiae in einem 135° Winkel zur geplanten transversalen Haupt-Osteotomie auf einer Länge von ca. 2cm durchgeführt. Die Haupt-Osteotomie erfolgte 4cm distal der Gelenklinie und parallel zur selbigen in der Sagittalebene. In der Frontalebene wurde die Osteotomie in einem schrägen Verlauf mit einem Winkel von ca. 45° von medial distal nach proximal lateral ansteigend unter Erhaltung des lateralen Kortex durchgeführt. Im weiteren Verlauf erfolgte die vorsichtige, schrittweise Öffnung des Osteotomiespaltes unter Zuhilfenahme von sukzessive dickeren Osteotomen um ein Frakturieren des lateralen Kortex zu vermeiden. Der Osteotomiespalt wurde entsprechend des präoperativ geplanten Korrekturwinkels um die vorgesehene Distanz aufgedehnt. Ein Arthrodesenspreizer wurde posterior in den Osteotomiespalt eingesetzt um den Spalt nach Entfernung der Osteotome zu erhalten (Abb. 24).



Abbildung 24 Aufspreizen des Osteotomiespaltes und Fixierung mittels winkelstabiler Platte

Anschließend erfolgte die Kontrolle des Achs-Umstellungsergebnisses unter fluroskopischer Kontrolle, indem das Kabel des Elektrokauters vom Hüftkopfbereich zum Zentrum des oberen Sprunggelenks gespannt wurde (Abb. 25). Ein regelrechtes Umstellungsergebnis zeigte sich, wenn sich der Schnittpunkt des röntgenologisch abgebildeten Kabels mit dem Tibiaplateau im *Fujisawa-Punkt* darstellte (91, 94). Die Osteotomie wurde mit einer winkelstabilen TomoFix Platte fixiert, wobei der Osteotomiespalt nicht mit Spongiosa oder einem Knochenersatzmaterial aufgefüllt wurde. In einer abschließenden Röntgenkontrolle wurden die Plattenlage und das Osteotomie-Ergebnis dokumentiert.

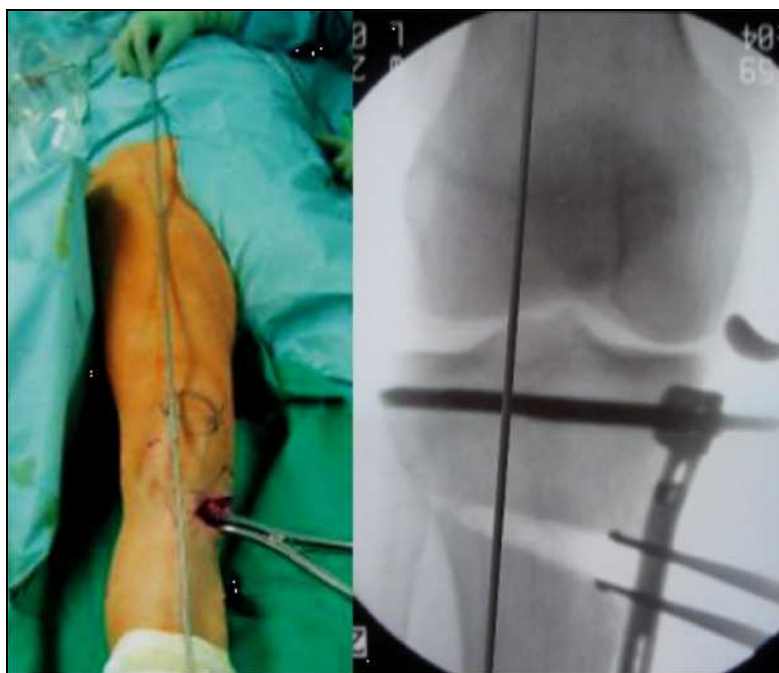


Abbildung 25 Intraoperative Überprüfung des Umstellungsergebnisses

Im Rahmen der Arthroskopie wurde bei 26 Patienten (54%) eine partielle Menishektomie, bei 3 Patienten (6%) eine Knorpeltherapie in Form von Mikrofrakturierung und bei 4 Patienten (8%) ein Shaving und Debridement des Kniegelenks durchgeführt.

2.1.2.8 Postoperative Rehabilitation

Am ersten postoperativen Tag erfolgte die Mobilisation der Patienten unter physiotherapeutischer Anleitung an Unterarmgehstützen mit einer Teilbelastung der betroffenen unteren Extremität von 15-20kg. Den Patienten wurde die Einhaltung der Teilbelastung für 6 Wochen postoperativ verordnet. Während der frühen postoperativen Phase erhielten alle Patienten physiotherapeutische Übungsbehandlung in Form von Mobilisation an Unterarmgehstützen, passiver Mobilisation an der Bewegungsschiene und isometrischen Übungen. Sechs Wochen postoperativ erfolgte eine Röntgenkontrolluntersuchung des Kniegelenks und der proximalen Tibia und bei regelrechtem Befund wurde den Patienten eine schrittweise Aufbelastung mit einer Zunahme der Belastung von 15-20kg wöchentlich erlaubt (Abb. 26). Nach drei Monaten wurde den Patienten eine milde sportliche Betätigung in Form von Fahrradfahren und Schwimmen erlaubt.

Die Entfernung der einliegenden Platte erfolgte ca. 12 Monate postoperativ.



Abbildung 26 Röntgenkontrolle postoperativ und nach Metallentfernung

2.1.2.9 Statistische Auswertung der klinischen Studie

Die gewonnenen Daten wurden mit der Software SPSS (Version 17, SPSS Inc, Chicago, Illinois) ausgewertet. Zur Berechnung des Unterschiedes zwischen den Gruppen über den Zeitverlauf wurde die Analyse einer Kovariante, die Analysis of Covariance (ANCOVA) herangezogen. Die Faktoren waren die Korrektur-Gruppe (Faktor Ebene 3), die Zeit (Faktor Ebene 4) und als Basiswert der Lysholm Punktwert. Mit Hilfe dieses Verfahrens konnte der Zeittrend in einer der zuvor definierten Korrekturgruppen, sowie der Verlauf des Lysholm Punktwertes im Vergleich zwischen den einzelnen Korrekturgruppen untersucht werden. Vergleichsrechnungen zwischen den Mittelwerten wurden mit dem Student's t-test vorgenommen. Zur Berechnung der Korrelation der quantitativen Daten wurde der Spearman's Korrelationskoeffizient (r) herangezogen. Die deskriptiven Ergebnisse wurden in Mittelwert und Standardabweichung dargestellt. Alle statistischen Tests wurden doppelseitig ausgeführt und eine statistische Signifikanz bei $p < 0,05$ festgesetzt.

2.2 Material und Methoden der experimentellen Studie

2.2.1 Material

2.2.1.1 HTO-Computernavigationssystem

Ein Navigationsgerät zur Durchführung einer HTO sollte folgende Möglichkeiten bieten:

1. Einsetzbar für open- und closed-wedge Osteotomie
2. Kein zwingender Gebrauch von Röntgenstrahlung zur prä- und intraoperativen Planung
3. Exakte Ausmessung der mechanischen Achse und des tibialen slope, wobei der mittlere Fehler unter 1° liegen sollte
4. Exakte Planung der Schnitt – Ebene (cutting plane) und des Korrektur–Winkels
5. Intraoperative Kontrolle der Korrektur, wenn die Platte bereits fixiert ist
6. Weichteil (soft tissue) Balancing
7. Dokumentation der postoperativen mechanischen Achse und des tibialen slope

2.2.1.1.1 System-Komponenten

Das Computernavigations-System zur Durchführung der HTO basiert auf dem VectorVision System (BrainLab Inc, Feldkirchen, Germany) (Abb. 27).

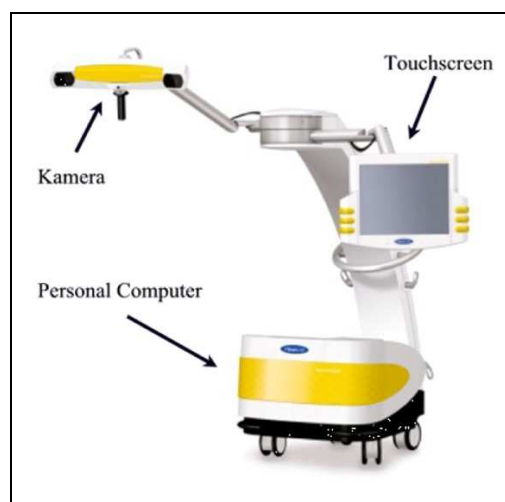


Abbildung 27 VectorVision System der BrainLab Inc, Feldkirchen, Germany
(Quelle: BrainLab Inc, Feldkirchen, Germany)

Das System besteht aus einer Infrarot-Kamera, einem Touch Screen, zwei Referenzgeometrien für Femur (Abb. 28) und Tibia (Abb. 29), zwei Referenz-Pointern (Abb. 30), einem Referenz Drill-Guide (Abb. 31) und einem Personal Computer (PC), welcher die Informationen der Kamera verarbeitet, die Navigation berechnet und visualisiert. Die Infrarot-Kamera, der Touch Screen und der PC sind in einer Systemeinheit (Workstation) zusammengefasst (Abb. 27). Hierbei ist die Kamera auf einem in allen Richtungen verstellbarem Arm montiert, um diese flexibel dem Operationsfeld anzupassen und eine bestmögliche Sichtbarkeit für die Referenzgeometrien zu gewährleisten.



Abbildung 28 Y-förmige Femur Referenz-Geometrie
(Quelle: BrainLab Inc, Feldkirchen, Germany)



Abbildung 29 T-förmige Tibia Referenz-Geometrie
(Quelle: BrainLab Inc, Feldkirchen, Germany)

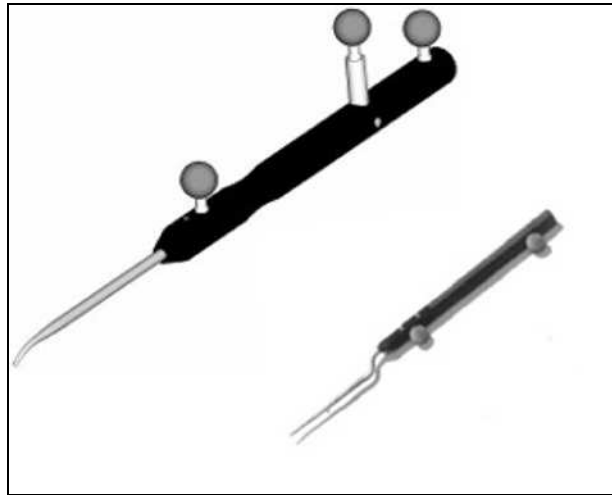


Abbildung 30 Runder und spitzer Pointer
(Quelle: BrainLab Inc, Feldkirchen, Germany)

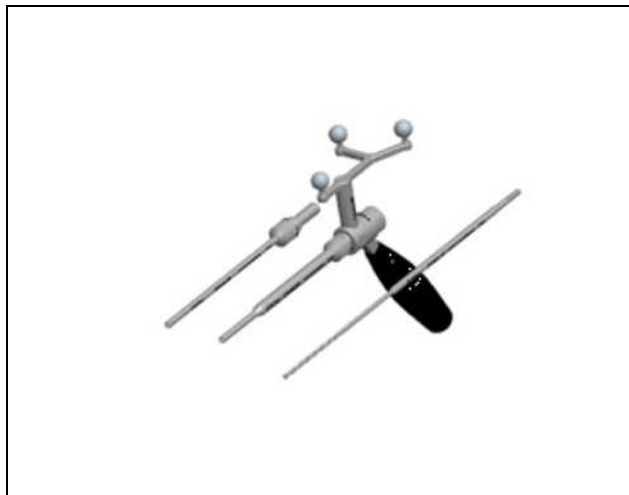


Abbildung 31 Drill-Guide
(Quelle: BrainLab Inc, Feldkirchen, Germany)

Das VectorVision System benützt ein passives Tracking-System und ist mit einer binocularen Kamera (Northern Digital Inc, Waterloo, ON, Kanada) ausgestattet. Die reflektierte Strahlung wird von der Kamera detektiert. Basierend auf den hierdurch erhobenen Daten ist es dem Computer möglich die räumliche Anordnung der unteren Extremität zu generieren, die Achsenverhältnisse zu berechnen und die Geometrie der unteren Extremität auf dem Bildschirm zu visualisieren. Das Sichtfenster der Kamera, also der Bereich in welchem die Kamera das reflektierte Infrarotlicht detektiert, ist pyramidenförmig. Wird im kalibrierten Volumen navigiert, ist eine Registriergenauigkeit laut Herstellerangaben von unter 0,35mm gegeben.

2.2.1.1.2 Arbeitsablauf der computernavigierten HTO

Im Folgenden wird der Algorithmus der computernavigierten HTO durch das VectorVision System erläutert. Die Software soll den Operateur unterstützen, während er die HTO durchführt. Alle wichtigen Planungsschritte und die folgende Navigation der Instrumente werden berücksichtigt. In Abb. 32 ist schematisch die Anordnung der einzelnen benötigten Geräte im OP-Saal gezeigt.

Die Positionierung der Kamera des Navigationsgeräts im Operationssaal ist von großer Bedeutung, weil eine uneingeschränkte Sicht auf die Referenzgeometrien am zu operierenden Objekt und die Navigationswerkzeuge für einen reibungslosen Ablauf der Navigation gewährleistet sein muss. Der Fokus der chirurgischen Intervention muss sich in dem oben beschriebenen pyramidenförmigen Sichtfeld der Kamera abspielen.

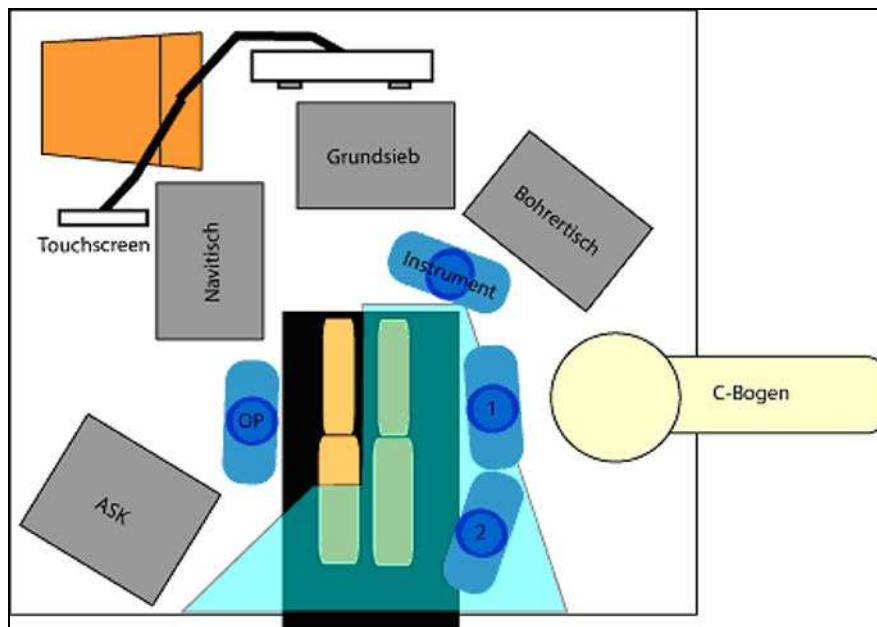


Abbildung 32 Mögliche Anordnung des Navigationsgeräts (orange) im OP Saal

2.2.1.1.2.1 Platzierung der Referenzgeometrien

Die T-förmige Referenzgeometrie wird auf Höhe der Tuberositas tibiae und die Y-förmige Referenzgeometrie wird am distalen Femur mittels zweier 3.0mm K-Drähte am Knochen fixiert. Eine bikortikale feste Fixierung im Knochen wird angestrebt, da bei notwendigen Manipulationen am Bein Lockerungen auftreten können. Dislokationen der Referenzgeometrien haben Auswirkungen auf die Genauigkeit der Navigation und verfälschen folglich das Ergebnis der Operation bzw. verhindern eine Fortführung der Navigation (21). Eine besondere Gefahr solcher Dislokationen liegt

darin, dass sie für den Operateur unerkant bleiben können.

Die Referenzgeometrien können in allen drei Freiheitsgraden im Raum verstellt werden, um eine optimale Ausrichtung zur Infrarot-Kamera zu erreichen. Optional kann an der proximalen Tibia eine Halterung für eine Referenzgeometrie befestigt werden. Nach der Korrekturosteotomie kann der Y-förmige Markerstern vom distalen Femur auf die proximale Tibia transferiert werden (Abb. 33). Dies gewährleistet bei der Distraktion des Osteotomiespalts im Rahmen einer open wedge Osteotomie eine genaue Messung des aktuellen Winkels der knöchernen Korrektur, da eine Verfälschung durch die mediale und laterale Aufklappbarkeit im Kniegelenk ausgeschlossen werden kann.

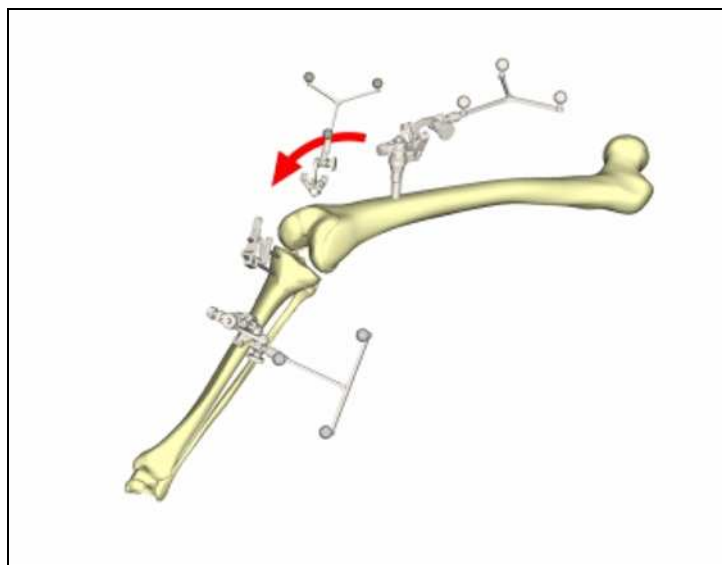


Abbildung 33 Platzierung der Referenzgeometrien und Umpositionierung der Y-Geometrie

2.2.1.1.2.2 Setup Einstellungen der Osteotomie-Software

Das Programm beginnt mit der Eingabe des Namens und dem Geburtsdatum des Patienten, gefolgt von der Auswahl der zu behandelnden Seite. Im weiteren Verlauf wird der Arbeitsablauf festgelegt (Abb. 34):

- Wahl der Korrektur: Varisation oder Valgisation
- Festlegung mit/ohne Arthroskopie
- Wahl der Operationsmethode: open oder closed wedge Osteotomie
- Navigation der Osteotomieebene mittels Schneidblock oder K-Drähten

2.2.1.1.2.3 Landmarken-Registrierung

Durch die Registrierung wichtiger anatomischer Landmarken wird ein virtuelles Bild des Femurs, der Tibia und der Anordnung dieser zueinander erstellt. Anhand dieses virtuellen Abbildes werden vom Computer die Beinachse, der mediale proximale Tibiawinkel (MPTA), die Hip/Ankle Länge (H/A Länge, Abstand vom Hüftkopfmittelpunkt zum Mittelpunkt des oberen Sprunggelenkes) und die Rotation von Femur und Tibia zueinander berechnet. Zu Beginn wird das Zentrum des Femurkopfes berechnet. Hierzu wird der Anwender aufgefordert, das Femur im Hüftgelenk zu pivotieren. Es entstehen hierbei Rotationsbewegungen des Femurs und der daran befestigten Referenzgeometrie. Durch die Rotationsbewegungen wird der Mittelpunkt des Caput femoris berechnet. Im Anschluss werden oberflächliche Landmarken mit einem Pointer erfasst. Zu diesen Punkten gehören der Epicondylus femoris medialis et lateralis, der Malleolus medialis et lateralis und die mediale und laterale Begrenzung des Tibiaplateaus (medialer/lateraler Kortexpunkt des Tibiaplateaus). Die Akquirierung der Punkte erfolgt durch Pivotieren des Pointers über der gewünschten anatomischen Struktur. Die weiteren Landmarken werden in vivo mit Hilfe der Arthroskopie erfasst, falls im Setup die Einstellung vorgenommen wurde. Wird auf eine Unterstützung durch die Arthroskopie verzichtet, werden bis auf die Ausrichtung der anterior-posterioren Achse keine weiteren Landmarken registriert. Die anterior-posteriore Achse der Tibia wird definiert, indem der Pointer für 3 Sekunden ruhig in dieser Ausrichtung gehalten wird. Falls eine weitere Registrierung mit Arthroskopie erfolgt, werden die Austrittspunkte der mechanischen Achse von Femur und Tibia erfasst, indem der Pointer über der femoralen Notch und dem anterioren Rand der Insertion des HKB an der Tibia pivotiert wird. Zusätzlich werden noch 50 Punkte über dem medialen/ lateralen Tibiaplateau und der Tuberositas tibiae registriert, indem mit dem Pointer die genannten Regionen abgefahren werden. Anhand dieser Daten wird ein drei-dimensionales Modell des Kniegelenkes konstruiert (Abb. 35). Der Vorteil einer arthroskopischen Akquirierung von Punkten im Gelenk ist, dass der Software mehr Daten zur Konstruktion eines möglichst originalgetreuen virtuellen Bildes zur Verfügung stehen. Mit Hilfe der Daten, welche anhand der Registrierung des Tibiaplateaus gewonnen werden, kann die sagittale Ausrichtung der Osteotomieebene exakt parallel zur Gelenkfläche geplant werden.

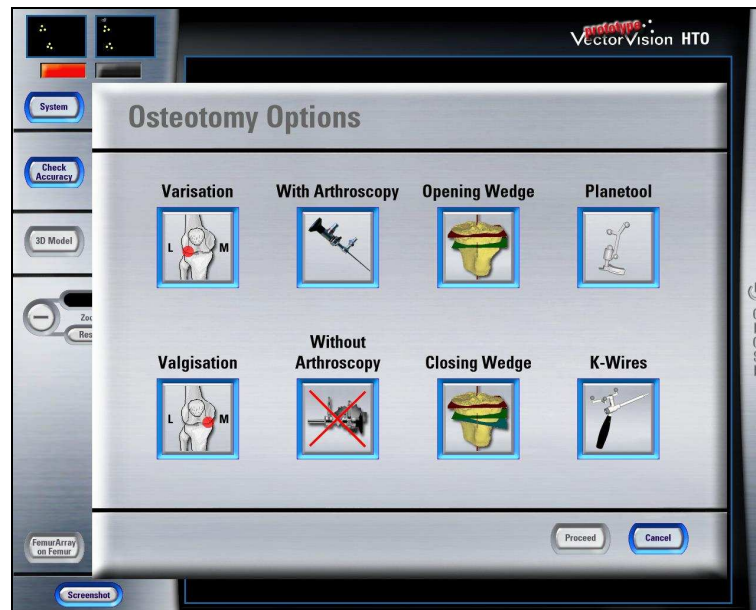


Abbildung 34 Screenshot: Einstellung der Osteotomie Optionen

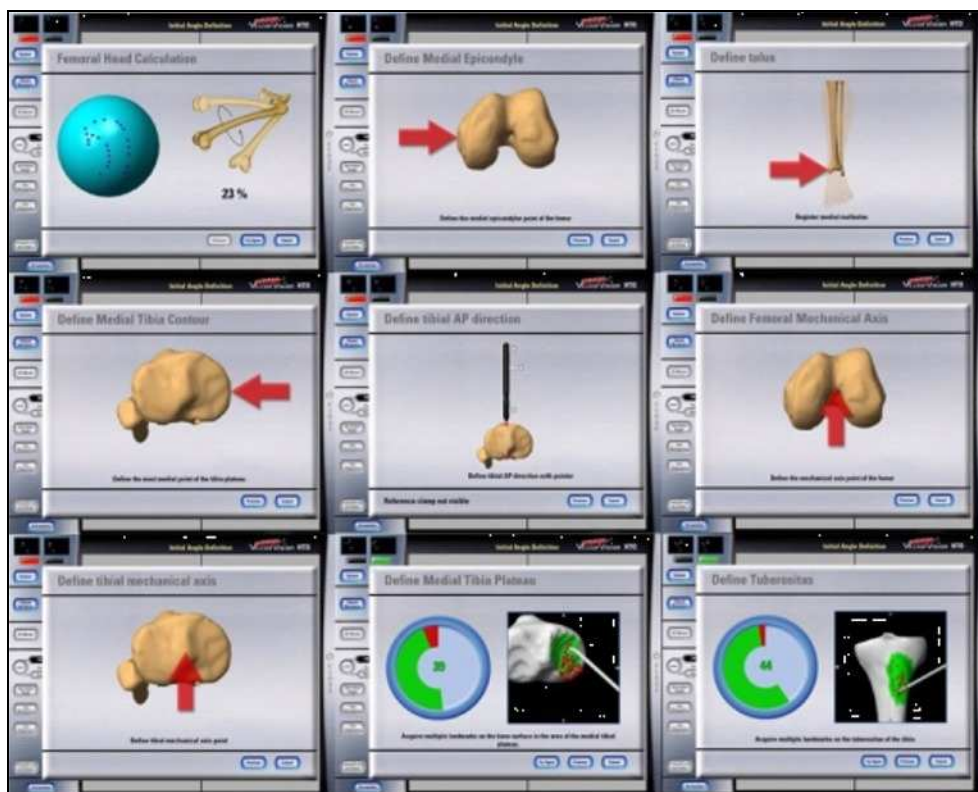


Abbildung 35 Screenshot: Arbeitsschritte des Registrierungs-Menüs

2.2.1.1.2.4 Deformitäten-Messung

Nach der Registrierung der Landmarken und der Verarbeitung dieser Daten errechnet der Computer Echtzeit-Informationen über die mechanische Beinachse (Varus-/ Valgus- Deformität) und die Flexion/Extension im Kniegelenk und stellt sie

auf der „Set Initial Alignment“ Seite dar. Nun ist das Bein vom Operateur in maximal mögliche Extension zu bringen, wobei die momentane Ausrichtung von Femur und Tibia aufgezeichnet wird. Der Computer errechnet die aktuelle mechanische Beinachse (Varus-/Valgus-Deformität), die H/A Länge, den Kreuzungspunkt der Mikulicz-Linie mit dem Tibiaplateau (Intersection), den MPTA und die Flexion/Extension und Innen-/Außenrotation von Femur und Tibia zueinander. Diese Ergebnisse werden dem Operateur auf der „Confirm Initial Alignment“ Seite (Abb. 36) visualisiert.

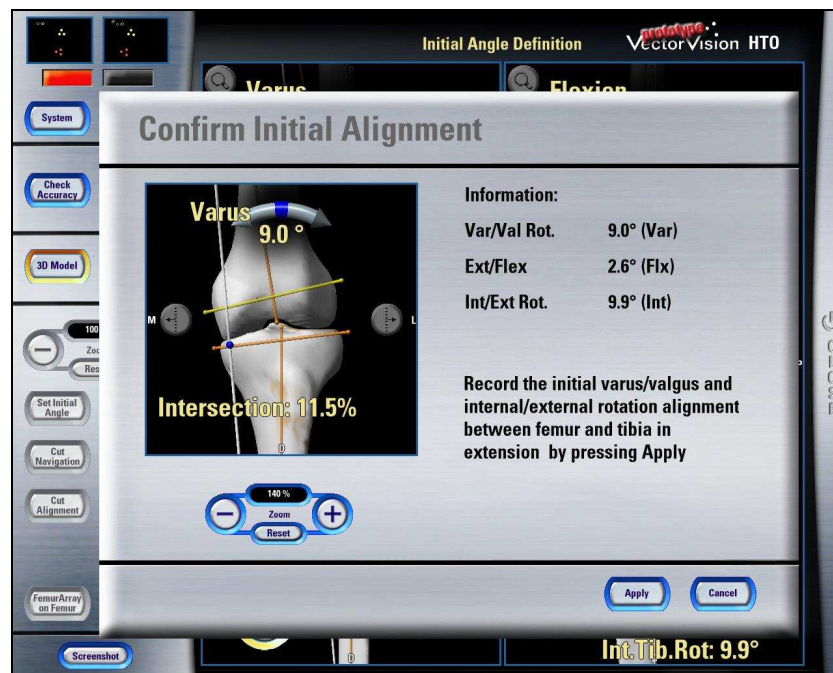


Abbildung 36 Screenshot: Darstellung der initialen Deformität

2.2.1.1.2.5 Intraoperative Planung

Im nächsten Schritt wird der Osteotomie-Winkel (Alpha-Winkel) entsprechend der vorhandenen Deformität errechnet. Der Operateur ist in der Lage den Start- und Endpunkt der Osteotomie festzulegen. Mit dem Pointer wird zuerst der Endpunkt der Schnittebene registriert. Anhand der gewonnenen Koordinaten errechnet der Computer den Drehpunkt der Osteotomie. Der Drehpunkt liegt bei der open wedge Osteotomie 10mm medial und bei der closed wedge Osteotomie 10mm lateral des registrierten Endpunktes. Dies gilt für die Durchführung einer Valgisation, bei der Varisation erfolgt die Berechnung entsprechend gegensätzlich. Auf Wunsch des Anwenders kann der Drehpunkt der Schnittebene noch manuell auf der „Adjust Center Of Rotation“ Seite in allen drei Raumrichtungen nachjustiert werden (Abb. 37). Im

Anschluss wird noch der Startpunkt der Osteotomie registriert.

Die Software legt durch den Start- und Endpunkt der Osteotomie parallel zum Tibiaplateau, also mit einem Slope von 0°, die Schnittebene. Der Anwender kann diese Ebene manuell variieren, indem der Slope, der Abstand zum Tibiaplateau und die Neigung in der Frontalebene nachjustiert werden können (Abb. 37).



Abbildung 37 Screenshot: Registrierung und manuelle Verstellung des Endpunktes der Osteotomie

Die Berechnung des Osteotomie-Winkels ist abhängig von der vorhandenen Varus oder Valgus Deformität der mechanischen Beinachse und dem Schnittpunkt der Mikulicz-Linie mit dem Tibiaplateau. Von der Software wird automatisch eine Korrektur vorgeschlagen, bei der die mechanische Achse den *Fujisawa* Punkt bei 62% des Tibiaplateau-Durchmessers schneidet (Abb. 38).



Abbildung 38 Screenshot: Vorgeschlagene Korrektur mit einem Schnittpunkt der Mikulicz Linie im Fujisawa-Punkt

Auf der „Leg Alignment“ Seite (Abb. 38) kann der Operateur die gewünschte Korrektur der Beinachse in 1° Schritten verändern. Die Software errechnet für die gewählte Varus/ Valgus Stellung der Beinachse die zu erwartende Intersection und H/A Länge.

2.2.1.1.2.6 Navigierte Osteotomie

Je nachdem, ob als Operationstechnik eine open oder closed wedge Osteotomie gewählt wird, weicht das weitere Vorgehen voneinander ab. Bei der open wedge Osteotomie wird eine Osteotomie in der zuvor festgelegten Schnittebene durchgeführt und der Osteotomiespalt aufgedehnt. In Echtzeit kann auf dem Bildschirm die momentane mechanische Achse abgelesen werden (Abb. 39). Wenn die richtige Größe der Korrektur in allen drei Dimensionen (Varus/Valgus, Flexion/Extension, Innen-/Außenrotation) erreicht ist, wird die Osteotomie mit einer winkelstabilen Platte fixiert. Bei der closed wedge Osteotomie wird eine zweite Osteotomieebene navigiert. Entsprechend der Größe der Beinachsen-Umstellung wird die zweite Ebene berechnet.



Abbildung 39 Screenshot: Assistenz in Realtime bei der open wedge Osteotomie

Der Knochenkeil wird entnommen und der Osteotomiespalt wird mittels Plattenosteosynthese fixiert. Die Osteotomie kann entweder mit Hilfe eines navigierten Schneidblockes oder mittels navigiert platzierten K-Drähten durchgeführt werden. Im Setup Menü kann die gewünschte Vorgehensweise vor der Registrierung der Landmarken ausgewählt werden. Wenn das Vorgehen mit K-Drähten gewählt wird, werden zwei K-Drähte navigiert in den Knochen eingebracht. Diese zwei K-Drähte definieren die Schnittebene. Sie werden mittels Drill-Guide (Abb. 31) navigiert in die richtige Position platziert und im richtigen Winkel eingebohrt (Abb. 40). Drei Richtungspfeile auf dem Bildschirm helfen dem Operateur den Drill-Guide in die richtige Position und Ausrichtung zu bringen. Ein Pfeil dirigiert die Zielvorrichtung für den K-Draht in die richtige Höhe der Schnittebene, der zweite dirigiert die Ausrichtung in der Frontalebene und der dritte hilft die Ausrichtung in der Sagittalebene zu finden.

Optional kann der Y-Referenzstern des Femurs während der Navigation der Schnittebene auf die proximale Tibia transferiert werden um bei Manipulation am Osteotomiespalt eine Verfälschung der Messung der Beinachse durch einen instabilen Bandapparat am Kniegelenk zu vermeiden (Abb. 33). Dies gilt vor allem für eine Insuffizienz der Kollateralbänder, da dies zu einer vermehrten medialen oder lateralen Aufklappbarkeit im Kniegelenk führt.



Abbildung 40 Screenshot: Navigation der Schnittebene mittels K-Drähten

2.2.1.2 Präzisions-Modell

2.2.1.2.1 Fragestellung und Anforderungen an das Präzisions-Modell

Für die HTO Navigations-Software wird beim optischen Tracking, unabhängig von aktiver oder passiver Signalübertragung im Sichtfeld der Kamera eine Spezifikation von einer maximalen Abweichung von bei 1mm bzw. 1° angegeben (93, 103). In einem Versuchsaufbau soll die postulierte Genauigkeit bzw. Abweichung des Systems überprüft werden und untersucht werden, ob die Position der Referenzgeometrien an Femur und Tibia Einfluss auf die Präzision des Systems haben. Die zweite Fragestellung ist von besonderer klinischer Relevanz, da die tibialen Umstellungsosteotomien oft mit einer Arthroskopie kombiniert werden und es bei einem zu weit proximal angebrachten Referenz-Marker zur Behinderung mit dem Umgang der Arthroskopiegerätschaften kommen kann. Im Rahmen der präklinischen Verifizierung der navigierten HTO zeigten dies Versuche an anatomischen Präparaten (Abb. 41). Eine Befestigung des Referenz-Markers weiter distal an der Tibia führt dazu, dass er an den Rand des Sichtfeldes der Kamera positioniert wird. Aufgrund der abnehmenden Präzision des Navigationsgerätes am Rand des Sichtfeldes hat sich die zu untersuchende Fragestellung ergeben.

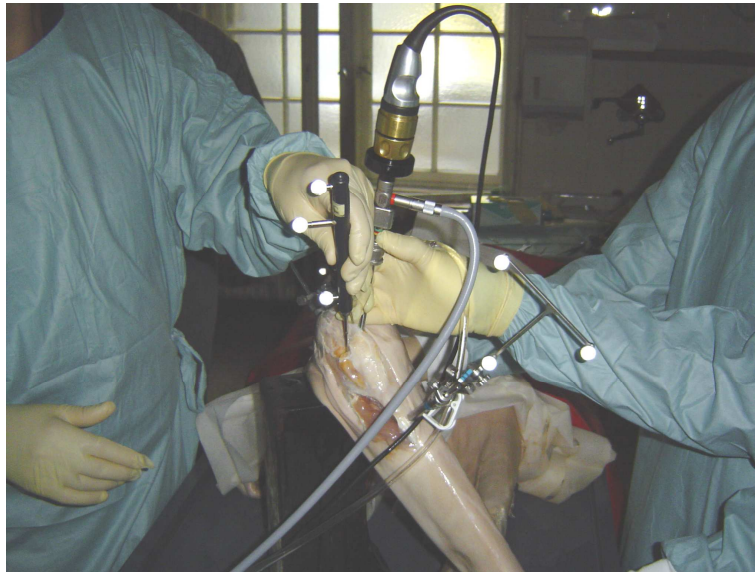


Abbildung 41 Versuche an anatomischen Präparaten zur Verifizierung der Computernavigation und zur Erprobung des Umganges von Arthroskopie und Navigation

Für die Bearbeitung der beiden Fragestellungen wurde anfänglich ein Sawbone-Modell (Sawbones Europe, Malmö, Schweden) entwickelt. Der Kunstknochen wurde auf einer Holzplatte fixiert, damit bei den Genauigkeitsmessungen reproduzierbare Positionen von Femur und Tibia zueinander vorliegen. Die proximale Tibia des Modells wurde osteotomiert und ein Scharniergelenk eingebaut, um eine open wedge Osteotomie zu simulieren. Für eine bessere Darstellung des Knochens in Röntgenaufnahmen wurde der Kunstknochen mit Zinkfarbe lackiert. Des Weiteren wurden Drähte im Verlauf der mechanischen Achsen zwischen eingebohrten K-Drähten (3mm Durchmesser) gespannt. Ein Draht wurde zwischen Femurkopf-Mittelpunkt und dem Mittelpunkt des oberen Sprunggelenks befestigt, ein weiterer zwischen dem Mittelpunkt des Tibiaplateaus und dem Mittelpunkt des oberen Sprunggelenks (Abb. 42). Der Mittelpunkt des oberen Sprunggelenks wurde bestimmt, indem die Hälfte der tibiotalaren Gelenkfläche in der Frontalebene auf dem Modell eingezeichnet wurde. Diese röntgendichten Drähte visualisieren die mechanischen Achsen des gesamten Beines und der Tibia.



Abbildung 42 Detailansichten des Sawbone Modells

Es wurden Röntgenaufnahmen des Modells in neutraler Position und nach Öffnen des Osteotomiespalts im Scharniergelenk in drei weiteren vorgegebenen Positionen angefertigt. Die Röntgenbilder wurden vermessen und jeweils die Beinachse bestimmt. Parallel dazu wurde das Modell mit der Computernavigation in Neutralposition und in den weiteren drei Positionen registriert. Die vom Computer errechneten Werte der Beinachse wurden mit denen der Röntgenaufnahmen verglichen. Dieser Versuch lieferte keine verlässlichen Daten, da die Vermessung der Beinachse auf den Röntgenbildern mit einer Genauigkeit von maximal 1° durchzuführen ist und somit weit über der zu überprüfenden Präzision der Computernavigation liegt. Ebenso brachte die Versuchsreihe zur Messung der Änderung der Genauigkeit bei Umpositionierung des T-Referenzsternes keine verwertbaren Ergebnisse. Die Ursache hierfür liegt in der wenig präzisen Erfassung der Landmarken auf dem Sawbone-Modell und der ungenügenden Reproduzierbarkeit des Versuchsaufbaus. Daraus ergaben sich die Überlegungen ein neues Modell, welches den Anforderungen der Präzision der Computernavigation gerecht wird, zu konstruieren. Dieses Präzisions-Modell ist, im Gegensatz zum Sawbone, kein anatomisches sondern ein funktionelles Modell, an dem präzise und reproduzierbare Landmarken registriert und Distanzen zwischen Landmarken berechnet werden können (Abb. 43). Daraus leitete sich eine neue Versuchsreihe ab, in welcher die Distanzen zwischen zwei Landmarken berechnet und mit der Konstruktionsskizze verglichen wurden.



Abbildung 43 Aluminium Präzisions-Modell

2.2.1.2.2 Aufbau und technische Daten des Präzisions-Modells

Die Konstruktionsskizze des Präzisions-Modells, welches aus Aluminium gefertigt worden ist, wurde von einem Maschinenbauingenieur der Firma BrainLab entworfen (siehe Anhang 7.2). Wichtige Vorgabe an die Planung und Umsetzung des Modells war es, eine Abweichung zwischen Konstruktionsskizze und Modell von unter 0,1mm zu gewährleisten. Das Modell besteht aus fünf Modulen:

1. Femurschaft mit Femurkopf
2. Femurkondylen (Abb. 44)
3. Tibiaplateau (Abb. 45)
4. Tibiaschaft
5. medialer und lateraler Malleolus

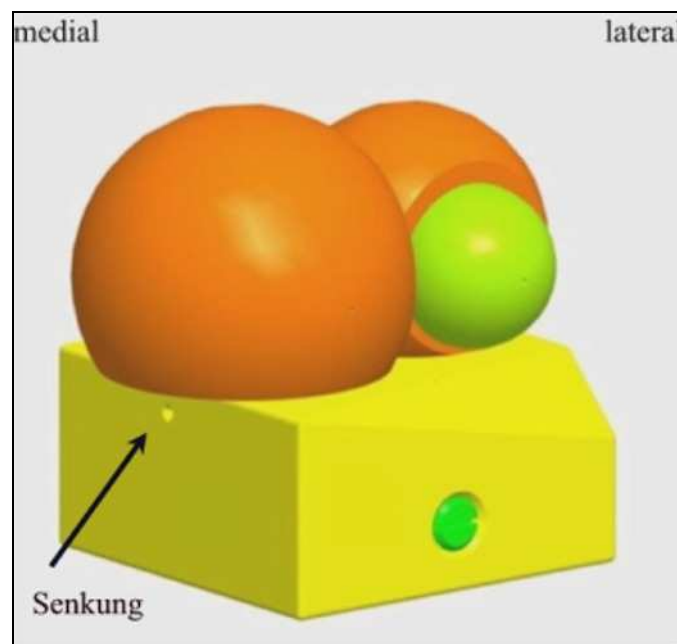


Abbildung 44 Femurkondylen-Modul (Ansicht von dorsal)

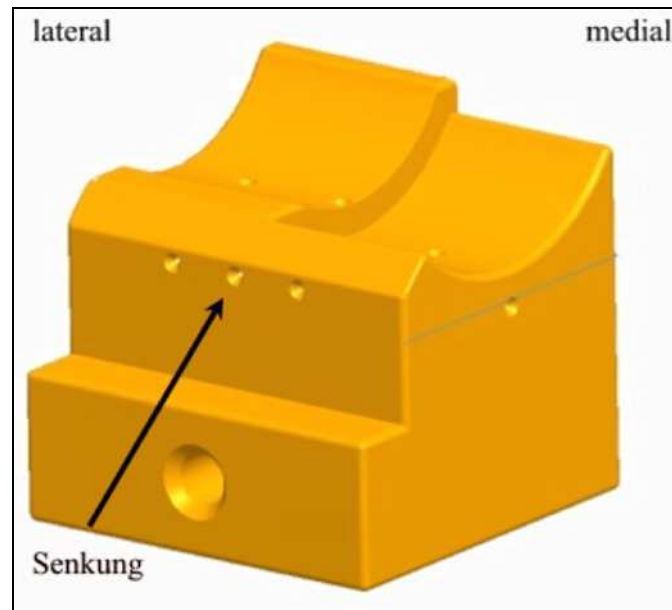


Abbildung 45 Tibiaplateau-Modul (Ansicht von dorsal)

Diese Module werden über federnde Druckstücke zu Femur und Tibia zusammengefügt (Abb. 46).

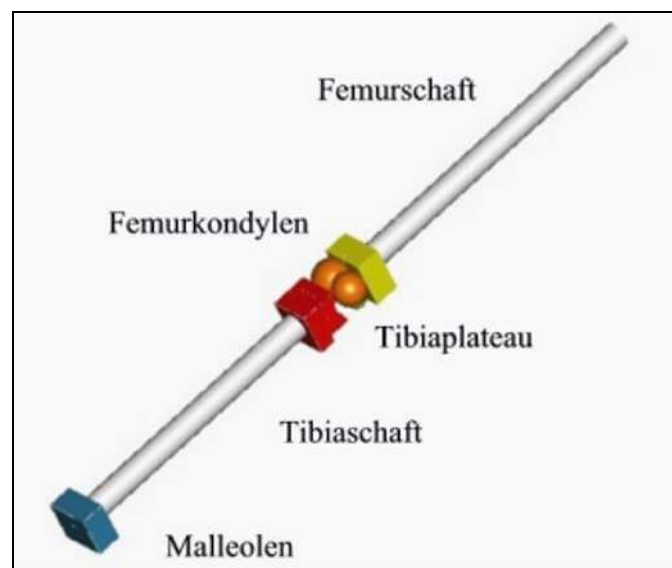


Abbildung 46 Zusammengefügtes Präzisions-Modell; linkes Bein (ohne Femurkopf)

Auf den Femurschaft wurde ein Kugelgelenk-Schraubstock (rictools Universal-Kombi-Halter S; rictools/ Ingelheim) montiert (Abb. 47). Das Kugelgelenk diente somit als Hüftgelenkssimulation. Der integrierte Schraubstock ermöglicht eine Fixierung des Kugelgelenks auf einer festen Arbeitsfläche. Die Kondylen-, Tibiaplateau- und Malleolen-Module sind mit kegelförmigen Senkungen versehen worden. Diese Senkungen haben in der Grundfläche einen Durchmesser von 4mm und eine Tiefe

von 2mm. Diese Senkungen stellen die zu registrierenden Landmarken dar, damit bei repetitiven Registrierungen exakt dieselben Punkte akquiriert werden. Diese Senkungen simulieren folgende anatomische Landmarken:

1. Epicondylus femoris medialis et lateralis
2. Malleolus medialis et lateralis
3. Medialer und lateraler Rand des Tibiaplateaus
4. Femorale Notch (Austrittspunkt der mechanischen Achse des Femurs)
5. Anteriore Begrenzung der Insertion des HKBs an der Tibia (Austrittspunkt der mechanischen Achse der Tibia)

Im Anhang unter Gliederungspunkt 7.2 sind die Konstruktionsskizzen des Tibiaplateaus, des Tibiaschafts, des Femurschafts und des Zusammenbaus der Module aufgeführt.

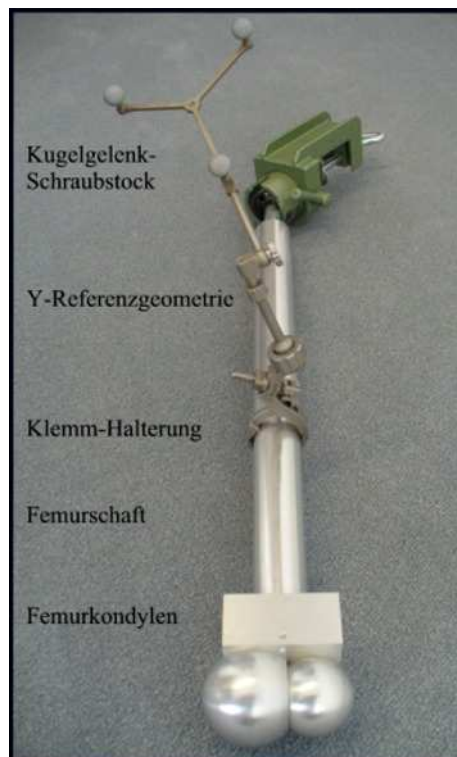


Abbildung 47 Femursimulation des Präzisions-Modells mit befestigter Referenzgeometrie

2.2.2 Methoden

An dem oben erläuterten Präzisions-Modell wurden drei Versuchsreihen durchgeführt:

1. Vergleichsmessungen bei kompletter Registrierung des Präzisions-Modells
2. Messungen von Distanzen am Modell mit Hilfe der Computernavigation und Vergleich dieser mit der Konstruktionsskizze
3. Änderung der Genauigkeit abhängig von der Position der tibialen Referenzgeometrie

Vor Versuchsbeginn wurden die Referenzgeometrien mit speziell für das Modell entworfenen Klemmen am Femur- und Tibiaschaft befestigt (Abb. 47). Diese Klemmen müssen so konstruiert sein, dass sie rigide auf dem Modell fixiert werden können und der Referenzstern somit nicht unbemerkt in seiner Position verändert wird. Im nächsten Schritt wurden die Referenzsterne über zwei Einstellschrauben (Abb. 49) in Richtung Kamera ausgerichtet.

2.2.2.1 Vergleichsmessung bei kompletter Registrierung

Wie in den Kapiteln 2.2.1.1.2.3 und 2.2.1.1.2.4 aufgeführt, wurden die Registrierung der Landmarken und die Berechnung der Deformität durchgeführt. Es wurde der Arthroskopie-Workflow gewählt, in welchem folgende zusätzlich Landmarken akquiriert werden (Abb. 48):

- Endpunkt der mechanischen Achse des Femur
- Startpunkt der mechanischen Achse der Tibia
- 50 Punkte jeweils über dem medialen und lateralen Tibiaplateau

Dieser Workflow wird verwendet, wenn oben genannte Punkte am Patientenknien mit Hilfe einer Arthroskopie akquiriert werden.

Begonnen wurde die Registrierung mit dem Pivotieren des Femurs zur Berechnung des Mittelpunktes des Hüftkopfes. Dabei wurde der Femurschaft solange kreisförmig im Kugelgelenk bewegt bis die Computernavigation eine ausreichende Anzahl von Punkten zur Berechnung detektiert hatte. Der Schraubstock (Abb. 47) wurde zuvor auf einer statischen Unterlage fixiert.

Im weiteren Verlauf wurden die Landmarken registriert, indem der Pointer über der jeweiligen Landmarke (Abb. 48 und 49) im Präzisions-Modell pivotiert wurde. Die AP Ausrichtung des Beins wurde erfasst, indem der Pointer in Längsrichtung ruhig für 3

Sekunden im Verlauf der anterior-posterioren Achse des Tibiaplateaus gehalten wurde.

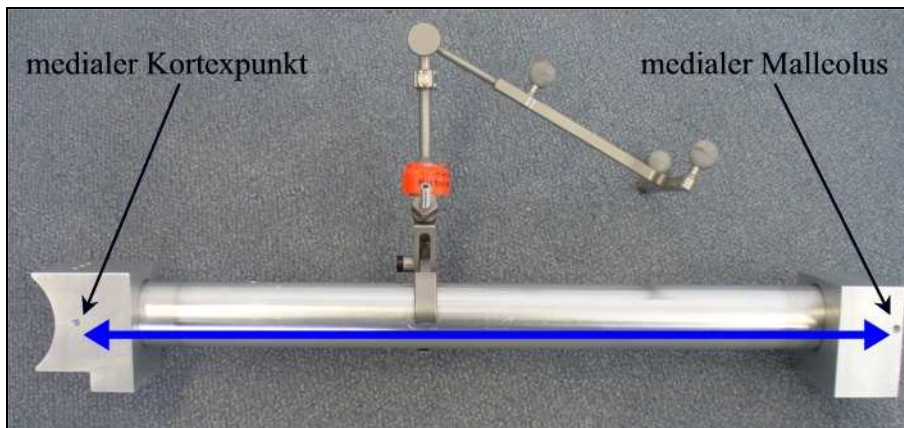


Abbildung 48 Tibia-Modell (Ansicht von medial)

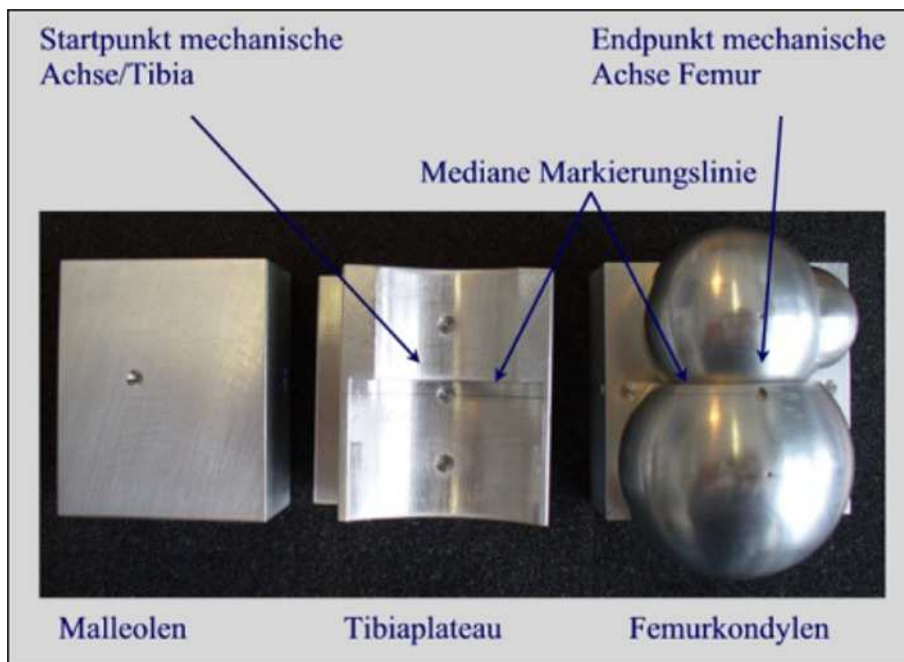


Abbildung 49 Malleolen-, Tibiaplateau- und Femurkondylen-Modul

Nach der kompletten Registrierung wurden Femur und Tibia auf einem ebenen Untergrund in eine gerade Achsausrichtung gebracht. Hierfür war die mediane Markierungslinie (Abb. 49) an Tibiaplateau und Femurkondylen hilfreich. Diese ermöglichte es, die mechanischen Achsen von Femur und Tibia streng genau zu einer Geraden zu verbinden (Abb. 50).

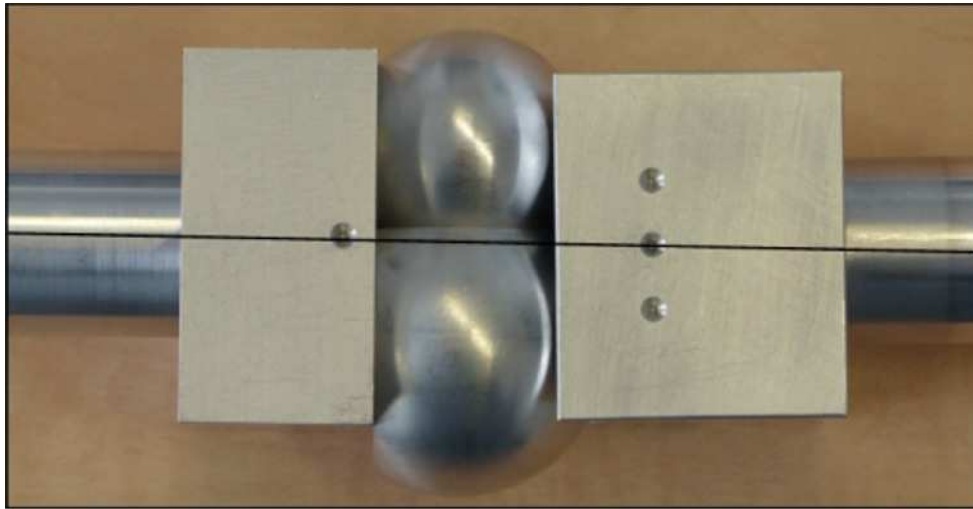


Abbildung 50 Exakte Ausrichtung von Femur- und Tibia-Achse

In dieser Position wurde die Beinachse auf der „Set Initial Alignment“ Seite aufgezeichnet. Auf der folgenden „Confirm Initial Alignment“ Seite wurden die folgenden vom Computer errechneten Werte dargestellt:

- Beinachse: Varus/Valgus
- H/A Länge
- Intersektion
- MPTA

Insgesamt wurden 20 Registrierungen von einem Anwender durchgeführt und die Daten zu Beinachse, H/A Länge und Intersektion für die Berechnung der Genauigkeit des Systems herangezogen. Aus den 20 Messungen wurden von der Beinachse, der H/A Länge, des MPTA und der Intersektion der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet.

2.2.2.2 Messungen von Distanzen am Modell mit Hilfe der Computernavigation und Vergleich dieser mit der Konstruktionsskizze

Eine mögliche Fehlerquelle bei dem ersten Versuchsaufbau kann in dem Kugelgelenk des Kugelgelenk-Schraubstockes (Abb. 47), welches das Hüftgelenk mit Femurkopf und Acetabulum simuliert, liegen. Dieses Kugelgelenk weist eine minimale Verschieblichkeit von Kugel gegenüber Gelenkspfanne und somit eine minimale Inkongruenz auf, welche messtechnisch nicht zu erfassen ist und somit einen unbestimmten Ungenauigkeitsfaktor darstellt. Die Berechnung des Hüftkopf-Mittelpunktes durch Pivotieren des Femurs kann durch eine minimale Translation des Hüftkopfes in der Pfanne verfälscht werden, da das Rotationszentrum des Femurs nicht exakt am selben Punkt liegt. Zum Ausschluss dieses möglichen Fehlers, wurde eine zweite Versuchsreihe durchgeführt, die die gemessenen Werte mit den Abmessungen der Konstruktionsskizze vergleicht.

Zu Beginn wurde eine komplette Registrierung, wie beim ersten Versuch beschrieben, vorgenommen. Basierend auf der einmaligen Registrierung, welche das Koordinatensystem im Raum definiert, wurden die weiteren Schritte vorgenommen. Ein nicht exakt bestimmter Hüftkopfmittelpunkt spielt für die Genauigkeit der erhobenen Koordinaten keine Rolle, da Koordinaten und nicht Winkel und Strecken, welche sich auf den Hüftkopfmittelpunkt beziehen, bestimmt wurden.

Die unten aufgeführten Landmarken am Modell wurden akquiriert und ihre Koordinaten in einem XYZ-Koordinatensystem gespeichert. Die X-, Y-, und Z-Koordinaten eines Punktes stellen den Ortsvektor des Punktes dar. Durch Subtraktion der Ortsvektoren zweier Punkte erhält man den Abstand der beiden Punkte in Millimetern. Dieser Wert kann mit der Konstruktionsskizze des Präzisions-Modells verglichen werden. Es kann die Differenz zwischen der Distanz, welche in der Bauanleitung des Modells angegeben ist und der Distanz, welche anhand der Computernavigation bestimmt und berechnet worden ist, gebildet werden. Damit lässt sich die Präzision der computernavigierten Registrierung bestimmen. Folgende Punkte wurden zur Berechnung der Distanzen registriert:

- Medialer/lateraler Kortexpunkt des Tibiaplateaus (Abb. 53)
- Medialer/lateraler Malleolus (Abb. 52)
- Austrittspunkt der mechanischen Achse der Tibia (Achsen-Punkt) (Abb. 52)

Aus den Ortsvektoren der registrierten Landmarken wurden folgende Distanzen errechnet:

- Tibiaplateau-Durchmesser (Abb. 51)
- Abstand der beiden Malleoli (Abb. 52)
- Abstand medialer Malleolus zu Achsen Punkt (Abb. 52)
- Abstand medialer Kortexpunkt zu medialem Malleolus (Abb. 53)
- Abstand lateraler Kortexpunkt zu lateralem Malleolus

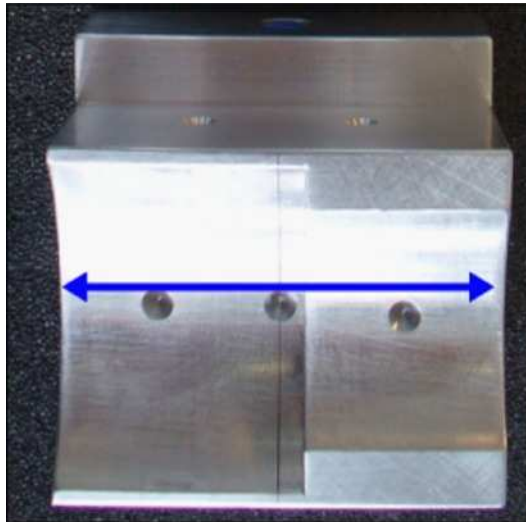


Abbildung 51 Tibiaplateau-Durchmesser (Ansicht von kranial)



Abbildung 52 Medialer/lateraler Malleolus (Ansicht von kaudal)

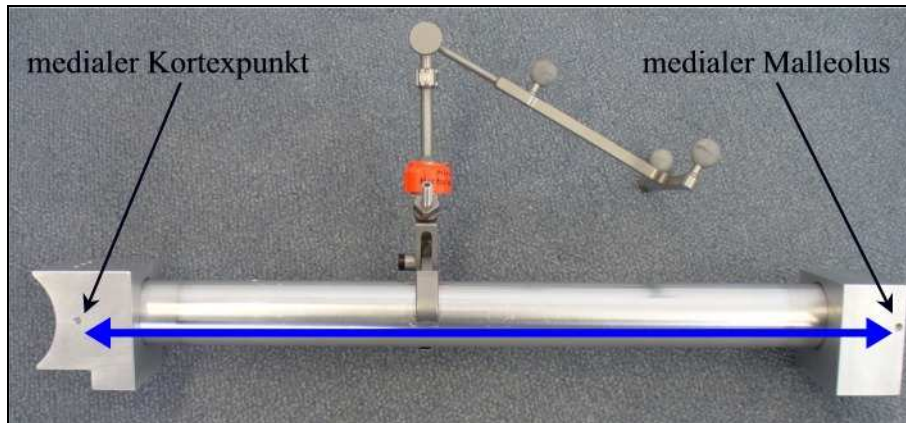


Abbildung 53 Tibia: Distanz medialer Kortexpunkt/medialer Malleolus

Aus der Konstruktionsskizze wurden die notwendigen Maße entnommen und daraus die Distanzen zwischen den registrierten Punkten berechnet. Der Tibiaplateau-Durchmesser misst laut Bauplan 54,00mm. Von diesem Wert sind auf beiden Seiten 0,78mm abzuziehen, da der Pointer bei der Landmarkenregistrierung medial und lateral jeweils 0,78mm in die Einsenkung (Abb. 54) eintritt.

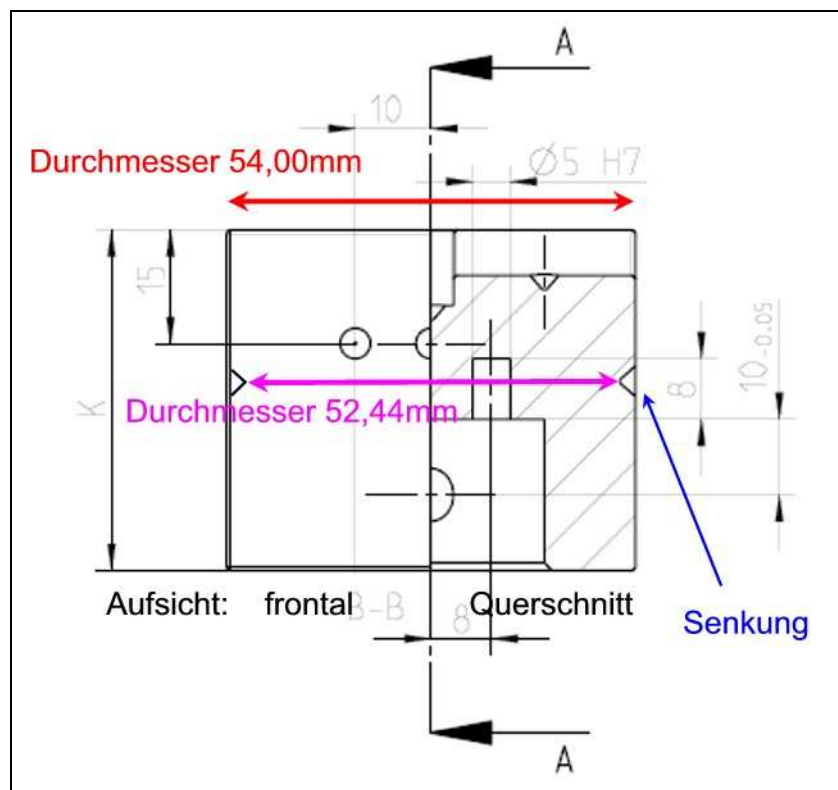


Abbildung 54 Konstruktionsskizze zweiteilig: Tibiaplateau (linksseitig: Aufsicht von frontal; rechtsseitig: Ansicht von frontal auf Querschnitt auf Höhe der Senkung)

Die Senkungen haben die Form eines Kreiskegelstumpfes. Die größere Basis hat einen Durchmesser von 4mm, die kleinere einen Durchmesser von 0,5mm. Die Höhe

des Kreiskegelstumpfes beträgt 2mm (Abb. 55). Der runde Pointer hat zum Tasten der Landmarken ein kugelförmiges Ende. Diese Kugel hat einen Durchmesser von 2,0mm. Geometrische Berechnungen haben ergeben, dass der Kugelmittelpunkt 0,78mm tief in die Senkung eintaucht. Zum Registrieren eines Punktes ist der Pointer zu pivotieren. Die Software erfasst als Koordinaten der Landmarke das Drehzentrum des Pointers im Kugelmittelpunkt (Abb. 56).

Der Abstand von medialem und lateralem Malleolus und von medialem Malleolus und Achsen-Punkt wurden äquivalent berechnet. Der Durchmesser der Malleolen-Gabel beträgt laut Bauplan 60mm. Somit misst die zu bestimmende Distanz 58,44mm. Aus der Konstruktionsskizze kann ein Abstand von medialem Malleolus zu Achsen-Punkt von 33,6mm entnommen werden. Die zu bestimmende Distanz beträgt folglich: 32,04mm.

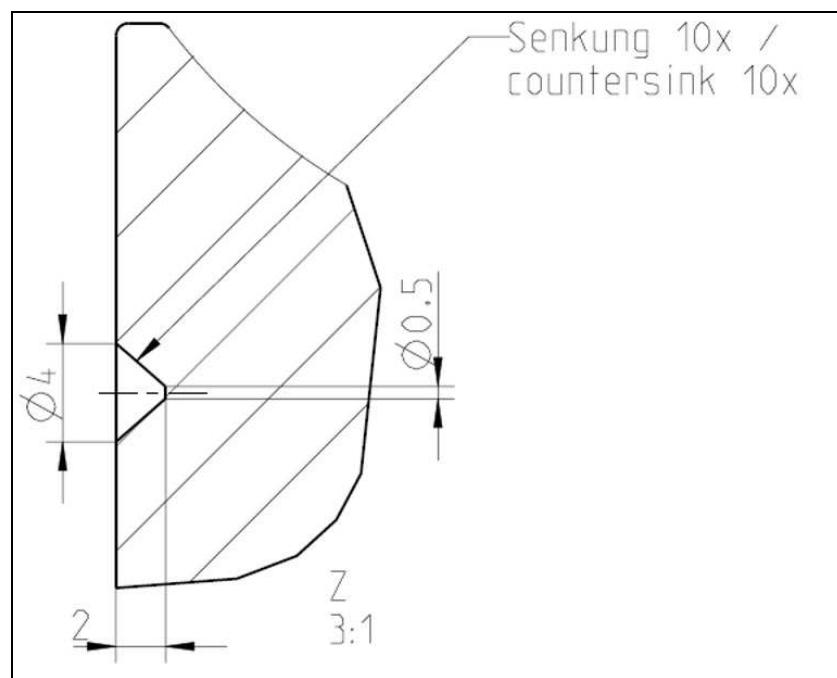


Abbildung 55 Konstruktionskizze: Senkung (Maße in mm)

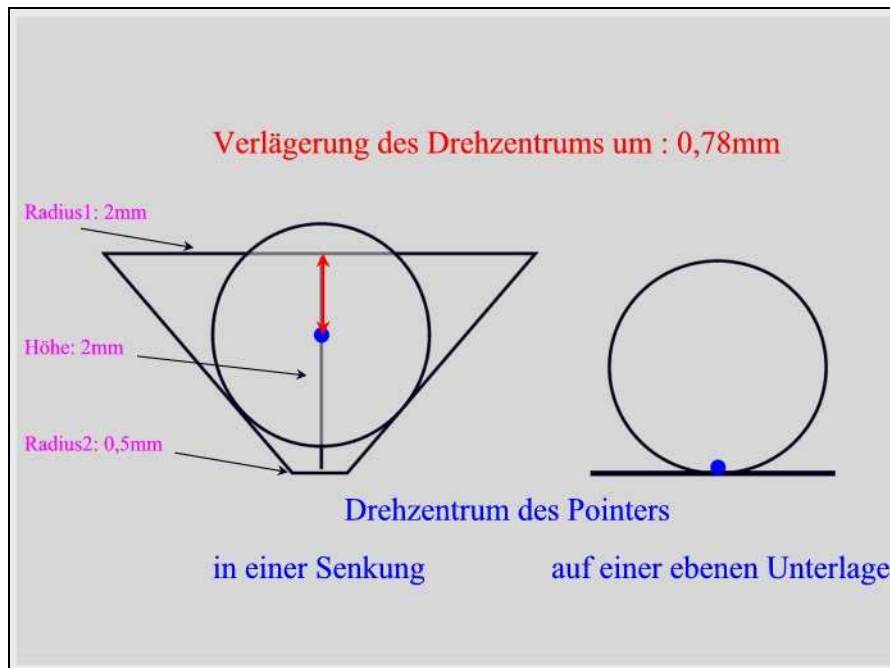


Abbildung 56 Drehzentrum des Pointers

Bei der Bestimmung der Distanz zwischen Kortexpunkt und ipsilateralem Malleolus ist das Eintauchen des Pointer-Mittelpunktes in der Senkung nicht zu berücksichtigen. Das Eintauchen des Pointers verursacht bei dieser zu bestimmenden Distanz keinen Längenverlust, da die Senkung senkrecht zu der Geraden zwischen Kortexpunkt und Malleolenpunkt ausgerichtet ist. Der mediale und der laterale Abstand vom jeweiligen Kortexpunkt zum Malleolus differieren in ihrer Länge, da entsprechend der anatomischen Vorgaben der Malleolenblock nicht symmetrisch konstruiert wurde.

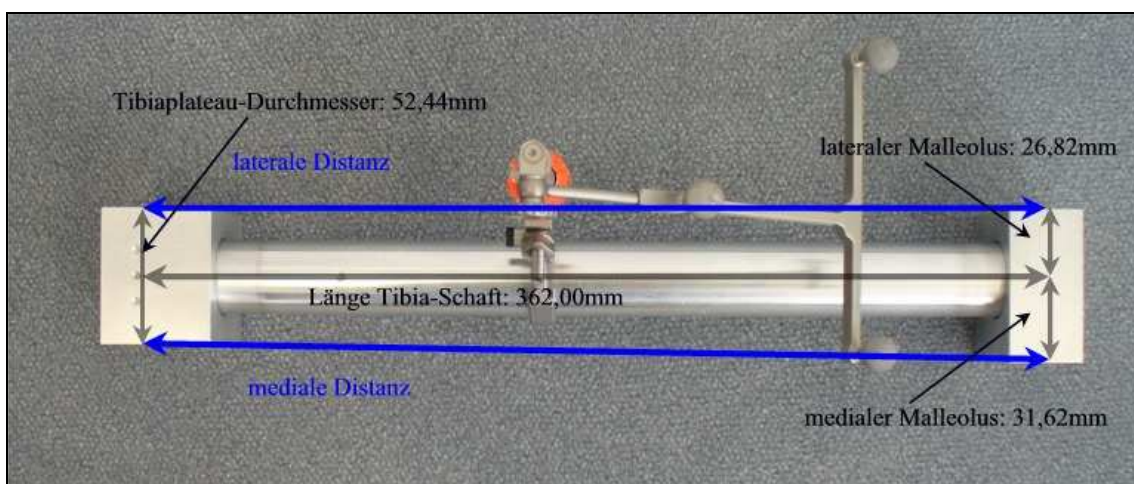


Abbildung 57 Tibiakortex-Malleolus Distanz medial und lateral

Die Länge des Tibiaschafts beträgt 362,00mm. Der Abstand vom lateralen und medialen Kortexpunkt zur mechanischen Achse misst 26,22mm. Der halbe Tibiaplateau-Durchmesser wird mit 27,00mm angegeben. Von diesen ist jeweils die Tiefe der Senkung von 0,78mm abzuziehen. Die Distanz von der mechanischen Achse misst zum lateralen Malleolus 26,82mm und zum medialen Malleolus 31,62mm. Durch trigonometrische Berechnung ergibt sich für die „laterale Distanz“ eine Strecke von 362,00mm und für die „mediale Distanz“ eine Strecke von 362,04mm. Da der Abstand von der mechanischen Achse der Tibia zum medialen und lateralen Malleolus mit 26,82mm und 31,62mm differieren, ergeben sich nach Berechnung verschiedene Längen für die „mediale“ und „laterale Distanz“.

Jede Distanz wurde mit Hilfe der Computernavigation zehnmal bestimmt. Aus den zehn Messungen für eine Distanz wurden der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet und mit den Werten aus der Konstruktions-skizze verglichen.

2.2.2.3 Messungen zur Genauigkeit beim Distalisieren der tibialen Referenzgeometrie

Die dritte Versuchsreihe sollte klären, ob sich die Genauigkeit der Navigation ändert, wenn die tibiale Referenzgeometrie weiter distal montiert wird. Wird der T-förmige Stern weiter distal auf der Tibia fixiert, so wird die Distanz zwischen den beiden Referenzgeometrien größer und sie gelangen beide an den Rand des Sichtfeldes der Infrarot-Kamera. Am Rand des pyramidenförmigen Sichtfeldes nimmt die Präzision der Kamera aufgrund nicht mehr optimaler Sichtbarkeit der Marker-Kugeln ab. Dies führt zu einer Verzerrung des virtuellen Bildes. Wie die Versuche an Leichenpräparaten (Abb. 41) gezeigt haben, kommt es bei gleichzeitiger Anwendung von Arthroskopie und Computernavigation zu gegenseitiger Behinderung, weil einerseits die Sichtbarkeit der tibialen Referenz-Geometrie und andererseits der Bewegungsumfang der Arthroskopie-Instrumente eingeschränkt wird. Daraus ergab sich die Fragestellung, ob sich die Genauigkeit der Computer-Navigation ändert, wenn der tibiale Referenzstern weiter distal auf der Tibiakante montiert wird und die Arthroskopie/Operation weniger behindert. Die tibiale Referenzgeometrie wurde in drei verschiedenen Positionen am Tibiaschaft befestigt. Diese Positionen lagen bei 10cm, 20cm und 30cm distal der proximalen Begrenzung des Tibiaplateaus im

Verlauf der mechanischen Achse (Abb. 58). In jeder Position wurden jeweils 10 Registrierungen durchgeführt und die Werte von MPTA, H/A Length und Beinachse notiert. Die Mittelwerte der Ergebnisse der einzelnen Positionen wurden miteinander verglichen um festzustellen, ob ein signifikanter Unterschied der Werte in den einzelnen Positionen zu erkennen ist und ob die Standardabweichung zunimmt. Auch diesem Experiment ist eine Versuchsreihe mit dem Sawbone-Modell (Abb. 59) vorausgegangen. Der Versuchsaufbau und die Durchführungen waren für Sawbone- und Präzisions-Modell identisch.

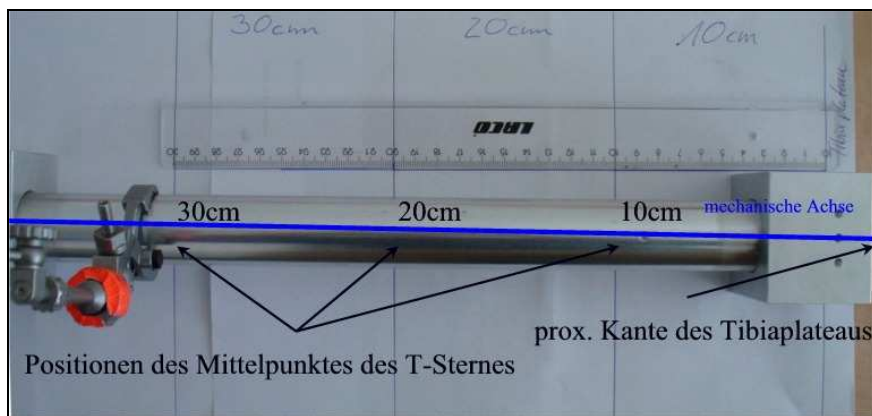


Abbildung 58 Positionen des T-Sternes



Abbildung 59 Position des T-Sternes am Sawbone-Modell

2.2.2.4 Statistische Auswertung der experimentellen Studie

Die gewonnenen Daten wurden mit SPSS 11.0 (SPSS Inc, Chicago, Illinois) verarbeitet. Vergleichsrechnungen zwischen den Mittelwerten wurden mit dem Student's t-test vorgenommen. Die deskriptiven Ergebnisse wurden als Mittelwert und Standardabweichung dargestellt. Alle statistischen Tests wurden doppelseitig ausgeführt. Statistische Signifikanz wurde für einen P-Wert $<0,05$ definiert. Zur Überprüfung der Wahrscheinlichkeitsverteilung wurde der Kolmogorow-Smirnov Test herangezogen.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse der klinischen Studie

3.1.1 Ergebnisse der Beinachsen-Korrektur

Die Auswertung der postoperativ angefertigten Ganzbein-Röntgenuntersuchungen erbrachte, dass 43 der 50 Patienten (86%) ein akzeptables Ergebnis der Beinachsenkorrektur aufwiesen. Ein akzeptables Ergebnis der Beinachsenkorrektur liegt entsprechend der unter 2.1. aufgeführten Definition vor, wenn die Traglinie das Tibiaplateau zwischen 50% und 70% (Gruppe I) schneidet. Eine Unterkorrektur (Gruppe II) wiesen vier Patienten (8%) auf. Eine Überkorrektur (Gruppe III) lag bei 3 Patienten (6%) vor. Ein optimales Korrekturergebnis der Beinachse (Gruppe IV), welches definitionsgemäß vorliegt, wenn die Traglinie das Tibiaplateau zwischen 57% und 67% schneidet, lag bei 29 Patienten (58%) vor (Tabelle 6). Dieses Intervall wurde festgelegt als 5% Abweichung vom Fujisawa-Punkt mit 62%. Eine Zusammenfassung der Ergebnisse zeigt Tabelle 4. Bei der Auswertung der präoperativ angefertigten Ganzbein-Röntgenuntersuchungen lag durchschnittlich eine Varusabweichung der Beinachse von $5,7^\circ$ (Standardabweichung: $2,5^\circ$) vor. Die präoperativ gemessenen Varusabweichungen lagen im Patientenkollektiv zwischen $1,0^\circ$ und $10,0^\circ$. Der bei der präoperativen Planung festgelegte Korrekturwinkel (Alpha-Winkel) lag durchschnittlich bei $7,5^\circ$ (Standardabweichung: $2,5^\circ$; Minimum: $4,0^\circ$; Maximum: $12,0^\circ$). Die Traglinie (Weight Bearing Line; WBL) schnitt durchschnittlich das Tibiaplateau bei 27% (Standardabweichung: 11%; Minimum: -6%; Maximum: 44%; Anmerkung: Ein negativer Wert liegt vor, wenn die Traglinie die Parallele zum Tibiaplateau medialseitig der medialen Begrenzung des Tibiaplateaus schneidet). Nach erfolgter Umstellungsosteotomie wurde durchschnittlich eine Valgusabweichung der Beinachse von $1,3^\circ$ gemessen. Die Standardabweichung lag hierbei bei $2,1^\circ$ und die postoperative Beinachse war im Bereich zwischen $6,0^\circ$ Valgus und $3,0^\circ$ Varus. Die tatsächliche knöcherne Korrektur betrug im Mittel $7,1^\circ$ (Standardabweichung: $2,4^\circ$; Minimum: $3,0^\circ$; Maximum: $12,0^\circ$) und lag dabei mit einer Abweichung von $0,4^\circ$ sehr nah am mittleren Alpha-Winkel von $7,5^\circ$ ($P=0,008$). Die Traglinie schnitt postoperativ durchschnittlich das Tibiaplateau bei 57% (Standardabweichung: 8%; Minimum: 37%; Maximum: 73%). Die Analysen der prä-

und postoperativen Beinachsen erbrachten eine durchschnittliche Lateralisierung der Traglinie um 34,2mm (Standardabweichung: 12mm; Minimum 12mm; Maximum: 61mm).

Variable	Mittelwert	SD	Minimum	Maximum
Präop. mech. Achse° (+:varus; -:valgus)	5,7°	2,5°	1,0°	10,0°
α-Winkel	7,5°	2,5°	4,0°	12,0°
Knöchelkorrektur	7,1°	2,4°	3,0°	12,0°
Postop. mech. Achse (+:varus; -:valgus)	-1,3°	2,1°	-6,0°	3,0°
% WBL präop.	27	11,2	-6	44
% WBL postop.	57	8,0	37	73
BMI	24,9	3,6	19	33
tibial slope präop.	8°	4,1°	0°	20°
tibial slope postop.	10°	3,9°	3°	18°

Tabelle 3 Deskriptive Analyse der untersuchten Parameter

3.1.2 Auswertung des klinischen Outcomes

Die Erhebung des präoperativen Lysholm Scores erbrachte durchschnittlich im Patientenkollektiv einen Wert von 59 Punkten mit einer Standardabweichung von 20 Punkten. Der geringste Punktwert lag bei 19, der höchste bei 90. Drei Monate postoperativ (Fu.1) betrug der durchschnittliche Lysholm Scores 69 Punkte (Standardabweichung: 16; Minimum: 44; Maximum: 100), sechs Monate postoperativ (Fu.2) lag er bei 83 Punkten (Standardabweichung: 17; Minimum: 61; Maximum: 100). Bei der Abschluss-Untersuchung (Fu.3), welche durchschnittlich 36 Monate nach der Operation durchgeführt wurde, lag der Lysholm-Score bei durchschnittlich 85 Punkten, mit einer Standardabweichung von 14 Punkten. Der geringste Wert lag bei 61 Punkten, der höchste Wert bei 100 Punkten. Tabelle 4 fasst die deskriptive Analyse der Ergebnisse zusammen. Bei der Abschluss-Untersuchung berichteten

44 Patienten (88,0%) über einen Rückgang der Beschwerdesymptomatik und eine klinische Verbesserung während des täglichen Lebens. Davon waren 22 Patienten (44,0%) mit dem operativen Ergebnis sehr zufrieden, 14 Patienten (28,0%) waren zufrieden, 10 Patienten (20,0%) waren teilweise zufrieden und vier Patienten (8,0%) waren unzufrieden.

Keine analgetische Medikation benötigten 38 Patienten (76,0%) um Sport und Rehabilitationsmaßnahmen auszuüben. Eine gelegentliche, bedarfsbezogene Schmerzmedikation benötigten zehn Patienten (20,0%), eine ständige Schmerzmedikation wurde von zwei Patienten (4%) in Anspruch genommen.

Die Visuelle Analog Skala (VAS) nahm signifikant von 6,9 (+/- 3,4) präoperativ auf 2,5 (+/- 2,4) 36 Monate postoperativ ($P < 0,1$) ab.

Variable	Mittelwert	SD	Minimum	Maximum
Präop Lysholm	59	19,5	19	90
3 Mon. Lysholm (Fu.1)	69	15,6	44	100
6 Mon. Lysholm (Fu.2)	83	16,7	61	100
36 Mon. Lysholm (Fu.3)	85	14	61	100

Tabelle 4 Deskriptive Analyse der klinischen Ergebnisse

3.1.3 Einfluss der Größe des Korrekturwinkels in der Frontalebene auf den tibial slope

Der tibial slope wurde bei 34 Patienten ausgewertet. Bei den restlichen 16 Patienten wurde planungsmäßig eine Korrektur des slope vorgenommen. Die durchschnittliche Zunahme des posterioren tibial slope nach tibialer Umstellungsosteotomie lag bei $2,0^\circ$ (+/- $3,6^\circ$). Die Werte der Änderung des posterioren tibial slopes lagen zwischen -9° und 3° . Es zeigte sich keine signifikante Korrelation zwischen der Größe des Achskorrektur-Winkels und der Veränderung des tibial slope nach einer open-wedge Osteotomie der proximalen Tibia (Spearman's Korrelationskoeffizient $r: 0,180$; P-Wert: $0,317$). Präoperativ lag der tibial slope bei durchschnittlich 8° bei einer

Standardabweichung von 4°. Vor Durchführung der Umstellungsosteotomie lag das Minimum des tibial slopes bei 0°, das Maximum bei 20°. Postoperativ lag der slope bei durchschnittlich 10° mit einer Standardabweichung von 4°. Das Minimum lag bei 3°, das Maximum bei 18°.

3.1.4 Korrelation der Genauigkeit der Beinachsen-Korrektur mit dem klinischen Outcome

Die Auswertungen des Lysholm Scores in den verschiedenen Gruppen sind in den Tabellen 5 und 6 aufgeführt. Bei der abschließenden Nachuntersuchung, war der Lysholm Score in der Gruppe I mit 88,2 Punkten (Standardabweichung: 13,3 Punkte; Minimum: 66 Punkte; Maximum 100 Punkte) und in der Gruppe IV mit 89,2 Punkten (Standardabweichung: 10,3 Punkte; Minimum: 77 Punkte; Maximum 100 Punkte) höher als in den Gruppen II und III mit 65,5 (Standardabweichung: 15,3 Punkte; Minimum: 71 Punkte; Maximum 79 Punkte) und 86,0 Punkten (Standardabweichung: 6,1 Punkte; Minimum: 79 Punkte; Maximum 90 Punkte). Nach Angleichung der Unterschiede in der Grundlinie des Lysholm Scores existierte eine signifikante Heterogenität des Lysholm Score Levels über die Nachuntersuchungsperiode zwischen den einzelnen Gruppen ($P=0,014$). Die entsprechenden Gruppendifferenzen der Mittelwerte der Lysholm Score Punktwerte betragen: Gruppe I gegenüber II: $12,6\pm 4,1$ ($P=0,004$); Gruppe I gegenüber III: $3,7\pm 4,9$ ($P=0,45$); Gruppe II gegenüber III: $8,9\pm 6,0$ ($P=0,15$). Es zeigte sich eine statistisch signifikante Zunahme des Lysholm Scores in den einzelnen Gruppen ($P<0,05$ bei jedem Trend-Test in jeder Gruppe), mit einer statistisch signifikanten Änderung über die Zeit in Bezug auf den präoperativen Lysholm der Gruppe I (Fu.1: $P=0,015$; Fu.2: $P<0,001$; Fu.3: $P<0,001$) und der Gruppe III zum Zeitpunkt der zweiten Nachuntersuchung (Fu.2) ($P=0,013$) (Abb. 60). Die Gruppe IV zeigte eine signifikante Zunahme des Lysholm Scores in Vergleich zu den Gruppen II und III ($P=<0,05$). In Abbildung 61 ist die Veränderung des Lysholm Scores des gesamten Patientenkollektives während des Nachuntersuchungszeitraumes aufgeführt. Die besten klinischen Ergebnisse lagen zum Nachuntersuchungszeitpunkt 3 (Fu.3) in den Gruppen I und IV vor.

		Lysholm-Score [Punkte]				
Gruppe	WBL	Mittelwert	SD	Min.	Max.	
Preop:	I	50%-70%	61,8	19,1	29	96
	II	<50%	50,8	8,3	44	62
	III	>70%	36,0	17,5	19	54
	IV	57%-67%	62,0	16,2	34	96
Fu.1:	I	50%-70%	68,4	17,1	44	100
	II	<50%	63,8	15,3	44	79
	III	>70%	61,2	17,2	49	81
	IV	57%-67%	69,0	15,8	45	89
Fu.2:	I	50%-70%	84,8	10,5	70	100
	II	<50%	64,8	10,7	69	75
	III	>70%	81,3	3,1	78	84
	IV	57%-67%	86,0	9,2	70	100
Fu.3:	I	50%-70%	88,2	13,3	66	100
	II	<50%	65,5	15,3	71	79
	III	>70%	86,0	6,1	79	90
	IV	57%-67%	89,2	10,3	77	100

Tabelle 5 Beziehung zwischen dem Lysholm Score und der postoperativen WBL zu den verschiedenen Nachuntersuchungszeitpunkten

Gruppen	Anzahl d. Patienten	%	Mittelwert postop. WBL %	Mittelwert Lysholm bei Fu.3	Sehr gute und gute klin. Ergebnisse (80-100 Punkte)
Gruppe I (50%-70%)	43	86	58	88	37 Patienten (86%)
Gruppe II (<50%)	4	8	41	66	Kein Patient (0%)
Gruppe III (>70%)	3	6	86	86	2 Patienten (67%)
Gruppe IV (57%-67%)	29	58	61	89	25 Patienten(86%)

Tabelle 6 Postoperative WBL und Lysholm Score zum Zeitpunkt Fu.3

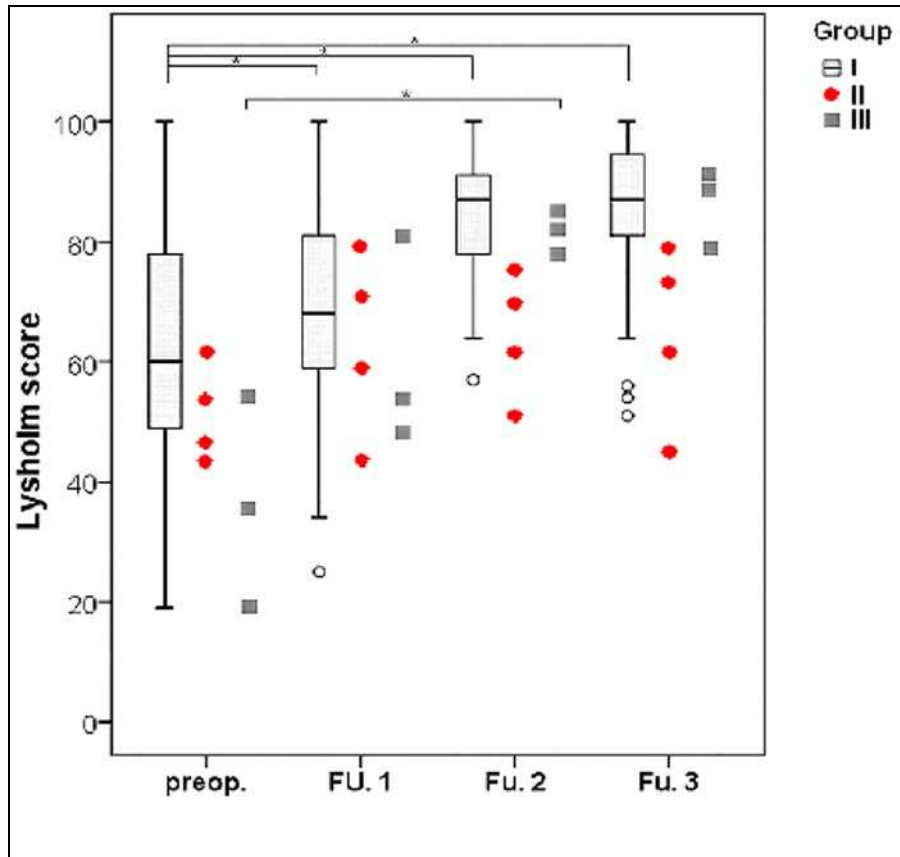


Abbildung 60 Beziehung zwischen der Veränderung des Lysholm Scores und dem Grad der Korrektur, welcher in den drei Gruppen repräsentiert wird, über die Zeitspanne der Nachuntersuchung (*= $P < 0,05$)

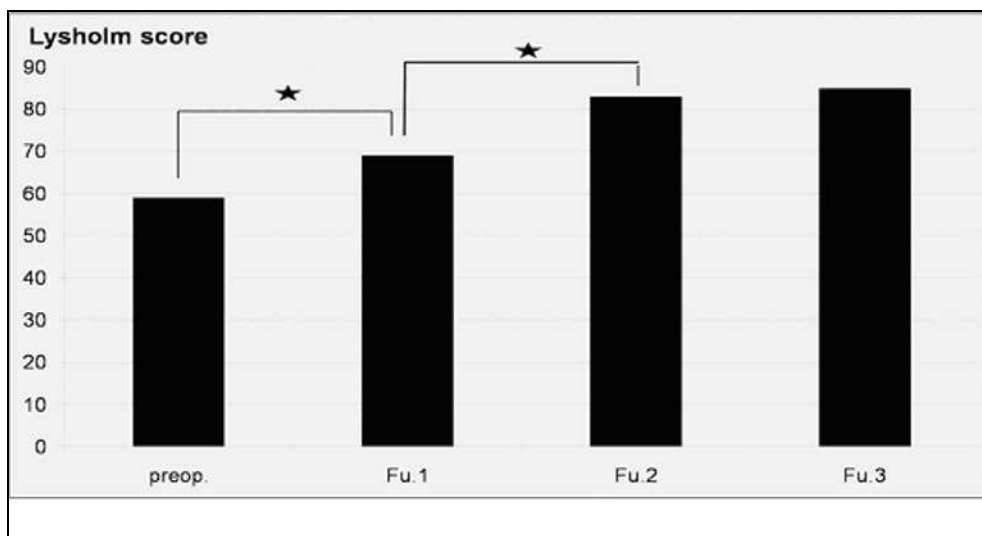


Abbildung 61 Veränderung des Lysholm Scores des gesamten Patientenkollektivs während der Nachuntersuchung (*= $P < 0,05$)

3.1.5 Korrelation des Body Mass Index mit der Genauigkeit der Beinachsenkorrektur und dem klinischen Outcome

Der durchschnittliche BMI aller Patienten betrug 24,9 (Standardabweichung: 3,6; Minimum: 19; Maximum: 32). Die Berechnungen ergaben keine signifikante Korrelation zwischen dem BMI und dem Wert der postoperativen Beinachse (Spearman`s Korrelationskoeffizient $r: 0,111$; $P=0,375$). Es zeigte sich eine statistisch signifikante inverse Korrelation zwischen dem BMI und dem Lysholm Score zum Zeitpunkt der abschließenden Nachuntersuchung (Spearman`s Korrelationskoeffizient $r: -0,491$; $P=0,003$).

3.1.6 Komplikationen

Neben den oben aufgeführten Über- und Unterkorrekturen der Beinachse als Komplikationen, zeigten drei Patienten eine relativ verzögerte Knochenheilung der Osteotomie. Bei diesen Patienten erfolgte die verspätete Entfernung des Osteosynthesematerials zwischen 15 und 18 Monaten postoperativ. Es zeigte sich jedoch kein signifikanter Unterschied des klinischen Outcomes und der postoperativen Beinachse zwischen diesen drei Patienten und der restlichen Kohorte.

Ein Patient wurde von der Studie ausgeschlossen, da es bei diesem Patienten nach einem Sturzereignis zu einem Materialbruch der einliegenden Platte und damit zu einer Dislokation der Osteotomie gekommen ist. Bei diesem Patienten wurde eine erfolgreiche Reosteosynthese durchgeführt.

3.2 Ergebnisse der experimentellen Studie

Im Folgenden werden die Ergebnisse der drei Versuchsreihen:

- Vergleichsmessungen bei kompletter Registrierung des Präzisions-Modells
- Messungen von Distanzen am Modell mit Hilfe der Computernavigation und Vergleich dieser mit der Konstruktionsskizze
- Messungen zur Genauigkeitsänderung bei Distalisieren der tibialen Referenzgeometrie

aufgeführt.

3.2.1 Vergleichsmessungen bei kompletter Registrierung

In Tabelle 7 sind die Einzelergebnisse, Mittelwerte und Standardabweichungen der 20 Registrierungen von Beinachse, Intersektion, MPTA und H/A Länge aufgeführt.

	Varus (in Grad)	Intersektion	MPTA (in Grad)	H/A Länge (in mm)
1	0,7	46,0%	90,1	874,2
2	0,6	47,0%	88,0	875,9
3	0,5	49,0%	89,3	879,0
4	0,5	45,0%	92,1	877,9
5	0,5	47,0%	88,7	876,9
6	0,2	48,0%	89,4	877,6
7	0,0	48,0%	90,6	876,6
8	0,5	47,0%	89,1	878,1
9	0,5	48,0%	91,9	880,1
10	0,6	46,0%	89,2	880,1
11	0,2	52,0%	92,1	884,8
12	0,4	52,0%	91,1	876,1
13	0,2	48,0%	90,2	875,4
14	0,4	50,0%	91,0	874,7
15	0,5	48,0%	91,6	876,1
16	0,6	49,0%	91,6	874,9
17	0,4	49,0%	91,3	878,0
18	0,3	48,0%	91,6	876,3
19	0,2	49,0%	90,6	877,2
20	0,5	48,0%	90,6	874,1
Mittelwert	0,4	48,2%	90,5	877,2
SD	0,2	1,7%	1,1	2,4

Tabelle 7 Ergebnisse der 20 Registrierungen des Präzisions-Modells

Der Kolmogirov-Smirnov Test zeigte eine Normalverteilung der Daten. Die Beinachse zeigte einen Mittelwert von $0,4^{\circ}$ Varus und dabei eine Standardabweichung von $0,2^{\circ}$. Die Werte lagen in einem Bereich von $0,0^{\circ}$ bis $0,7^{\circ}$. Laut Konstruktionsskizze weist das Präzisions-Modell eine Beinachse von $0,0^{\circ}$ Varus/Valgus auf. Der Mittelwert der Messungen von $0,4^{\circ}$ wich um $0,4^{\circ}$ von der Konstruktionsskizze ab. Der MPTA des Präzisions-Modells liegt laut Bauplan bei $90,0^{\circ}$. Die Messungen ergaben einen Mittelwert von $90,5^{\circ}$. Es lag hier eine Abweichung von $0,5^{\circ}$ vor. Die Standardabweichung für den MPTA ergab einen Wert von $1,1^{\circ}$. Die Messungen ergaben für die H/A Länge einen Mittelwert von $877,2\text{mm}$ und hierfür eine Standardabweichung von $2,4\text{mm}$. Die H/A Länge ist der Abstand des Hüftkopfmittelpunktes zum Mittelpunkt der beiden Malleoli, entsprechend dem Endpunkt der mechanischen Tibiaachse. Laut Konstruktionsskizze misst diese Strecke am Präzisions-Modell $876,0\text{mm}$. Somit lag hier eine Abweichung von $1,2\text{mm}$ zwischen tatsächlicher Streckenlänge und der von der Computer-Navigation gemessenen Länge vor. Die Messungen ergaben für den Mittelwert der Intersektion $48,2\%$ und eine Standardabweichung von $1,7\%$. Es ergab sich somit eine Abweichung der Messwerte von der Konstruktionsskizze von $1,8\%$. In der Tabelle 8 sind die Ergebnisse und die Abweichungen der Mittelwerte von der Konstruktionsskizze zusammengefasst.

	Mittelwert der Messung	Konstruktions-skizze	Abweichung
Varus	0.4°	0.0°	0.4°
H/A Length	877.2mm	876.0mm	1.2mm
Intersektion	48.2%	50.0%	1.8%
MPTA	90.5°	90.0°	0.5°

Tabelle 8 Abweichung der Messwerte von der Konstruktionsskizze

3.2.2 Messungen von Distanzen am Modell mit Hilfe der Computernavigation und Vergleich dieser mit der Konstruktionsskizze

In dem zweiten Experiment wurden anhand der Computernavigation definierte Landmarken am Präzisions-Modell registriert und deren Koordinaten aus dem Rechner ausgelesen. Anhand der Koordinaten konnten die in Kapitel 2.2.2.2 aufgeführten Streckenlängen bestimmt werden und mit der Konstruktionsskizze

verglichen werden. Die Punkte wurden jeweils zehnmal registriert und zehnmal wurden die Distanzen berechnet. Von den jeweiligen Distanzen wurden der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet (Tab. 9).

- Distanz 1 = Tibiaplateau-Durchmesser (Abb. 51)
- Distanz 2 = Abstand der beiden Malleoli (Abb. 52)
- Distanz 3 = Abstand medialer Malleolus zu Achsen Punkt (Abb. 52)
- Distanz 4 = Abstand medialer Kortexpunkt zu medialem Malleolus (Abb. 53)
- Distanz 5 = Abstand lateraler Kortexpunkt zu lateralem Malleolus

	Distanz 1	Distanz 2	Distanz 3	Distanz 4	Distanz 5
1	54,09	59,83	32,74	361,74	362,54
2	53,45	59,79	32,43	362,86	362,94
3	51,28	59,80	32,99	365,30	363,55
4	52,10	59,76	33,09	363,71	363,18
5	52,94	59,63	32,67	362,52	363,08
6	52,46	59,87	32,76	363,24	362,83
7	53,00	59,75	33,52	363,84	362,99
8	52,00	60,07	32,86	362,77	362,65
9	52,83	59,87	32,81	363,34	363,41
10	52,30	59,79	33,06	364,34	363,27
Mittelwert	52,65	59,82	32,89	363,37	363,05
SD	0,76	0,11	0,28	0,95	0,30

Tabelle 9 Distanzen (in mm), jeweiliger Mittelwert und Standardabweichung (SD)

Die Zusammenfassung der Ergebnisse und die Gegenüberstellung bzw. die Abweichungen von der Konstruktionsskizze sind in Tabelle 10 dargestellt. Der Mittelwert der Messungen für den Durchmesser des Tibiaplateaus betrug 52,65mm (SD 0,76mm). Diese Distanz ist in der Konstruktionsskizze mit 52,44mm angegeben. Somit lag eine Abweichung von 0,21mm vor. Der Mittelwert der Messungen für den Abstand von medialem und lateralem Malleolus beträgt 59,85mm (SD 0,11mm). In dem Bauplan ist diese Distanz mit 58,44mm angegeben. Die Deviation der Messung von der Konstruktionsskizze lag bei 1,41mm. Die Messungen des Abstandes von medialem Malleolus und Achsen-Punkt ergaben einen Mittelwert von 32,89mm (SD 0,28mm), der 0,85mm von der Vorgabe aus dem Bauplan mit 32,04mm abweicht. Die Mittelwerte der Messdaten der Distanzen von dem Kortexpunkt der Tibia zu dem ipsilateralen Malleolus lagen medial bei 363,37mm (SD 0,95mm) und lateral bei

363,05mm (SD 0,30mm). Hieraus ergab sich eine Abweichung von der Konstruktionsskizze medialseitig von 1,33mm und lateralseitig von 1,05mm.

	Mess-Ergebnis der Computer-Navigation	Konstruktions-Skizze	Abweichung
Tibiaplateau-Durchmesser	52,65mm	52,44mm	0,21mm
Abstand der beiden Malleoli	59,85mm	58,44mm	1,41mm
Abstand medialer Malleolus zu Achsen Punkt	32,89mm	32,04mm	0,85mm
Abstand medialer Kortexpunkt zu medialem Malleolus	363,37mm	362,04mm	1,33mm
Abstand lateraler Kortexpunkt zu lateralem Malleolus	363,05mm	362,00mm	1,05mm

Tabelle 10 Gegenüberstellung der Mittelwerte der gemessenen Distanzen mit den Werten aus der Konstruktionsskizze

Der Student's t-test zeigte eine signifikante Abweichung ($p < 0,05$) aller erhobener Werte der Distanzen von den jeweiligen Werten der Konstruktionsskizze. Bei den Abweichungen ist ein deutlicher Unterschied zwischen dem Mittelwert der absoluten Messungen des Tibiaplateau-Durchmessers und dem Mittelwert der übrigen Distanzen zu erkennen. Da die Distanzen unterschiedliche Längen aufweisen, ist es sinnvoll die Abweichung in Relation zu der Gesamtlänge der jeweiligen Distanz zu berechnen (Tab. 11). Bei der Distanz von medialem und lateralem Kortexpunkt lag bei einer absoluten Abweichung von 0,21mm und einer Gesamtlänge von 52,44mm eine relative Abweichung von 0,40% vor. Korrespondierend berechnet betrug die relative Abweichung für Distanz 2 2,41%, für Distanz 3 2,65%, für Distanz 4 0,37% und für Distanz 5 0,29%. Der gemessene Tibiaplateau-Durchmesser lag mit einer Abweichung von der Konstruktionsskizze mit 0,21mm unter der geforderten Genauigkeit des Systems mit 1,00mm ($p < 0,01$). Aus diesen Ergebnissen ist zu erkennen, dass für die beiden Distanzen am Malleolus, Distanz 2 und 3, eine höhere absolute und relative Abweichung vorlag.

	Konstruktions- Skizze	Absolute Abweichung	Relative Abweichung
Tibiaplateau-Durchmesser	52,44mm	0,21mm	0,40%
Abstand der beiden Malleoli	58,44mm	1,41mm	2,41%
Abstand medialer Malleolus zu Achsen Punkt	32,04mm	0,85mm	2,65%
Abstand medialer Kortexpunkt zu medialem Malleolus	362,04mm	1,33mm	0,37%
Abstand lateraler Kortexpunkt zu lateralem Malleolus	362,00mm	1,05mm	0,29%

Tabelle 11 Absolute und relative Abweichung der Messwerte von der Konstruktions-skizze

3.2.3 Messungen zur Genauigkeitsänderung bei Distalisierung der tibialen Referenzgeometrie

Wie im Kapitel 2.2.2.3 erläutert, kann ein Distalisieren des tibialen Referenzsternes bei gleichzeitiger Verwendung der Arthroskopie den Operationsablauf erleichtern. Aus diesem Grund wurde diese Versuchsreihe entworfen. Anders als in der zweiten Versuchsanordnung wurde hier nicht die Genauigkeit in Abhängigkeit der Entfernung von der Referenzgeometrie untersucht, sondern ob eine Änderung der Präzision bei einer Vergrößerung des Abstandes von femoraler und tibialer Referenzgeometrie besteht. In Tabelle 12 sind die einzelnen Mess-Ergebnisse, welche in den einzelnen Positionen erhoben worden sind, aufgeführt. Von den einzelnen Mess-Ergebnissen in den jeweiligen Positionen wurden der Mittelwert und die Standardabweichung gebildet (Tab. 12). Die Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen Positionen wurden miteinander verglichen. Der Student`s t-test zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Ergebnissen von Position 1 und von Position 2 ($p > 0,05$). Zwischen Position 3, bei welcher der tibiale Referenzstern 30cm distal des Tibiaplateaus am Schaft befestigt worden war, lag eine signifikante Abweichung betreffend der Beinachse und dem MPTA von den 2 anderen Gruppen vor ($p < 0,05$).

	Varus (in Grad)	H/A Length (in mm)	MPTA (in Grad)
Position1			
1	0,1	877,3	88,7
2	0,2	877,9	90,5
3	0,2	877,6	89,0
4	0,2	877,5	88,8
5	0,1	877,9	90,0
6	0,3	877,9	89,4
7	0,3	877,0	89,2
8	0,2	877,4	89,5
9	0,2	877,0	89,2
10	0,1	876,8	89,5
Mittelwert	0,2	877,4	89,4
Stand. Abw.	0,1	0,4	0,6
Position2			
1	0,3	878,2	90,0
2	0,0	878,5	88,4
3	0,0	877,5	89,5
4	0,3	877,5	89,2
5	0,1	877,5	89,2
6	0,3	877,4	89,9
7	0,3	877,7	90,0
8	0,2	877,2	89,5
9	0,3	877,9	90,4
10	0,2	877,7	88,5
Mittelwert	0,2	877,7	89,5
SD	0,1	0,4	0,7
Position3			
1	0,3	876,6	88,5
2	0,3	877,4	88,8
3	0,2	877,0	88,6
4	0,2	877,5	89,2
5	0,3	877,2	89,4
6	0,4	877,6	88,4
7	0,4	877,3	88,6
8	0,3	876,8	88,8
9	0,4	877,6	88,3
10	0,3	878,0	90,0
Mittelwert	0,3	877,3	88,9
SD	0,1	0,4	0,5

Tabelle 12 Mess-Ergebnisse in den Positionen 1-3

In der Tabelle 13 sind die Abweichungen der Mess-Ergebnisse in den einzelnen Positionen von der Konstruktionsskizze aufgeführt. Auch dies zeigt für die in Position 3 erhobenen Werte eine signifikante Abweichung ($P < 0,05$) der Beinachse und des MPTA von der Konstruktionsskizze. Der Mittelwert der Beinachse weicht um $0,3^\circ$ und

der MPTA um $1,1^\circ$ von den Maßen aus dem Bauplan ab. In den Positionen 1 und 2 liegt lediglich eine Deviation für die Beinachse von je $0,2^\circ$ und für den MPTA von $0,6^\circ$ bzw. $0,5^\circ$ vor. Diese Ergebnisse und die Resultate des Student's t-test bestätigen die Hypothese, dass eine Vergrößerung des Abstandes der Referenzgeometrien zu einer Abnahme der Präzision der Computernavigation führt. In Abbildung 62 – 64 sind die Messergebnisse für die Beinachse, den MPTA und die H/A Length graphisch in Diagrammform dargestellt.

Abweichung in	Varus (in Grad)	H/A Length (in mm)	MPTA(in Grad)
Position 1	0,2	1,4	0,6
Position 2	0,2	1,7	0,5
Position 3	0,3	1,3	1,1

Tabelle 13 Abweichungen von der Konstruktionsskizze

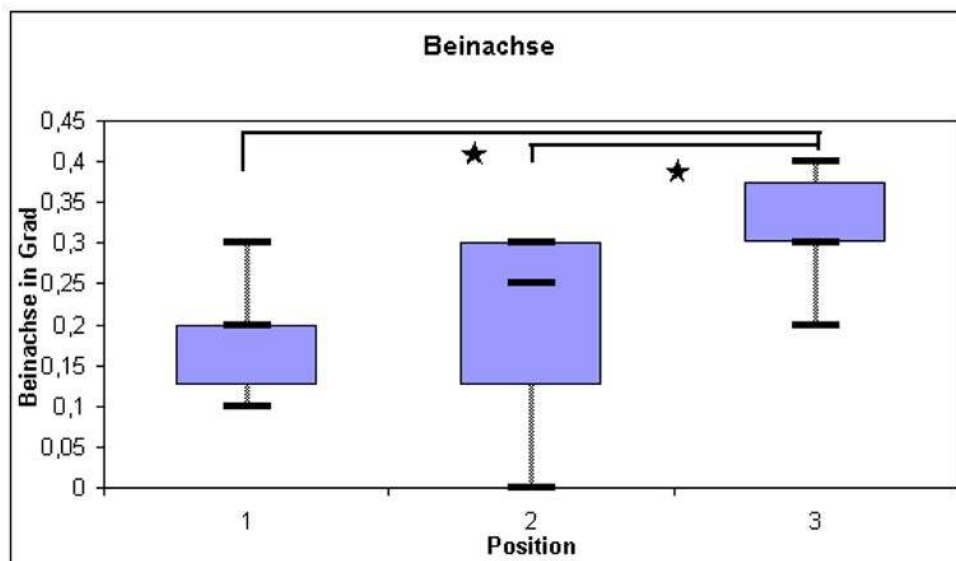


Abbildung 62 Veränderung der Messergebnisse für die Beinachse bei Distalisieren der Referenzgeometrie (signifikanter Unterschied: $*=P<0,05$)

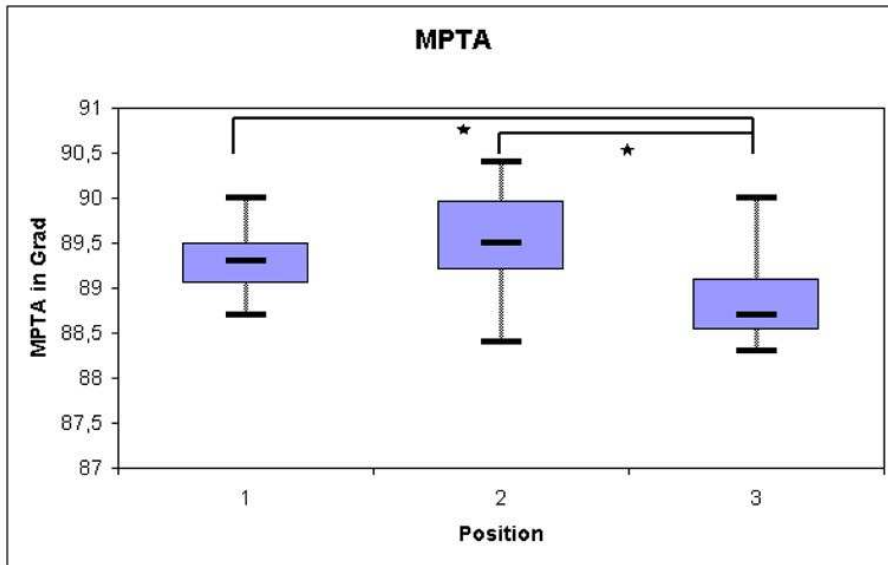


Abbildung 63 Veränderung der Messergebnisse für den MPTA bei Distalisieren der Referenzgeometrie (signifikanter Unterschied: $*=P<0,05$)

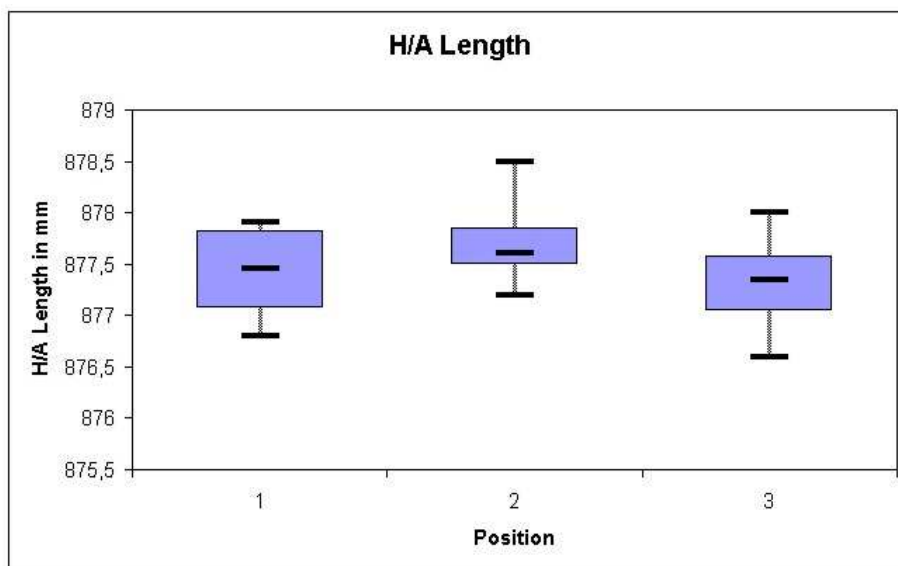


Abbildung 64 Veränderung der Messergebnisse für die H/A Length bei Distalisieren der Referenzgeometrie

4 Diskussion

In der Diskussion wird gesondert auf die klinische und experimentelle Studie eingegangen, da die Ergebnisse in keinem Zusammenhang stehen.

Eine Grundlage für die Diskussion der Ergebnisse ist die in der Literatur diskutierte physiologische Beinachse und das optimale Korrekturergebnis, welches bei einer tibialen Umstellungsosteotomie anzustreben ist. Es existieren zahlreiche klinische und radiologische Studien, welche die physiologische Beinachse beschreiben. *Grelsamer* und *Cooke et al.* beschreiben die normale mechanische Beinachse mit 0°-3° Varus (22, 58). *Hsu et al.* und *Moreland et al.* gehen von einem physiologischen Alignment von Femur und Tibia von 1,2° bis 1,3° Varus aus (75, 122). *Odenbring et al.* beschreiben in einer radiologischen Studie bei Patienten mit medialer Gonarthrose eine mechanische Beinachse von 1,1° bis 1,6° Varus (135). Fasst man die Aussagen der zitierten Studien zum empfohlenen Korrekturwinkel zusammen, scheint die optimale postoperative Beinstellung in der Frontalebene dann gegeben zu sein, wenn die Traglinie durch die 62- bis 66%- Weite des Tibiaplateaus zieht, eine mechanische Achse von 3-5° Valgus messbar ist oder eine anatomische Valgusstellung von 8-10° erzielt wird (1, 27, 39, 50, 70, 80, 121, 144). Diese Aussagen dienen als Grundlage für die Festlegung des optimalen Korrekturergebnisses der Studie.

Die klinische Studie zeigte, dass die additive valgusierende tibiale Umstellungsosteotomie in der Lage ist, die biomechanische Gelenkstellung und Funktion in einem Kniegelenk mit Varusfehlstellung wiederherzustellen, die Beschwerden zu lindern und dem Patienten ein höheres Maß an Mobilität erlaubt.

Die Ergebnisse der Studie lieferten ein akzeptables Resultat der Achskorrektur bei 86% der Patienten. Eine Unter- oder Überkorrektur lag bei 8% bzw. 6% der Patienten vor.

Es zeigte sich eine signifikante Zunahme des Lysholm Scores über den Zeitverlauf im gesamten Studienkollektiv (Abb. 62). Jedoch lag der mittlere Lysholm-Score Punktwert der unterkorrigierten Gruppe (Gruppe II) statistisch signifikant unter dem der Gruppe I zum Zeitpunkt des zweiten und dritten Nachuntersuchungszeitpunktes (Fu. 2: P=0,03; Fu.3: P=0,04). Dies bedeutet, dass relativ schlechtere klinische

Ergebnisse mit einer Unterkorrektur assoziiert sind.

Ein möglicher Grund für das unbefriedigende Korrekturergebnis, welches trotz präoperativer Planung und intraoperativer Messung in einer Unter- oder Überkorrektur resultiert, könnte eine laxe Bandführung des Kniegelenks sein (39). Während der Operation liegt der Patient auf dem Rücken und der Bandapparat des Kniegelenkes ist entspannt, wohingegen die Ganzbein-Röntgenuntersuchung unter Vollbelastung im Stehen durchgeführt wird. Im Stehen ist der Bandapparat des Kniegelenkes vorgespannt und dies kann zu einer Veränderung der Beinachse führen. Eine andere Erklärung kann die zunehmende Muskelkontraktion des M. adductor longus am Oberschenkel oder der Mm. gracilis, semitendinosus und sartorius am Kniegelenk nach der Operation sein. Postoperativ kann es durch Irritationen mit der einliegenden Platte an der proximalen Tibia zu einer zunehmenden Muskelkontraktion der in diesem Bereich ansetzenden Muskeln des Pes anserinus kommen (12, 183).

Trotz der geringen statistischen Abweichung von $0,4^\circ$ ($\pm 0,1$; $P=0,008$) der tatsächlichen knöchernen Korrektur ($7,1^\circ$) und dem geplanten Alphawinkel ($7,5^\circ$) trat eine unerwünschte Unter-/Überkorrektur in 14% der Fälle auf. Dies bestätigt den Einfluss der Bandlaxizität auf die Messung der mechanischen Traglinie.

Die standardisierte Ganzbein-Röntgenuntersuchung ist die Grundlage der präoperativen Planung. Eine Laxizität des Bandapparates am Kniegelenk oder eine in Innen- oder Außenrotation angefertigte Röntgenuntersuchung führen zu einer verfälschten Abbildung der Beinachse und somit zu einer verfälschten Grundlage der Operationsplanung. Ein weiterer wichtiger Faktor für eine präzise Umstellungsosteotomie ist die intraoperative Einschätzung der Traglinie. Es wurden unterschiedliche Techniken zur intraoperativen Erfassung der Beinachse, wie die Verwendung eines röntgendichten Kauterkabels oder Gitter-Brettes, sowie die computernavigierte HTO beschrieben (91, 116, 128). Diese Techniken berücksichtigen jedoch nicht den Effekt der Vollbelastung auf die mechanische Achse der unteren Extremität.

Wie einige Langzeitstudien zeigten, hängt Unter- oder Überkorrektur meist mit schlechten klinischen Ergebnissen zusammen (2, 132, 136). Die Unterkorrektur, als Wiederauftreten einer Varusdeformität, ist assoziiert mit anhaltender oder wieder auftretender Beschwerdesymptomatik (8, 70, 99). Die Überkorrektur kann zu schlechten kosmetischen Ergebnissen, persistierenden Schmerzen, einem Abkippen

der Gelenkfläche und zu einem vorzeitigem Verschleiß des lateralen Tibiaplateaus führen (58, 98).

Es ist schwierig, frühe klinische Ergebnisse, welche in dieser Studie gewonnen wurden, mit diesen Langzeitstudien zu vergleichen, auch weil diese Langzeitstudien mit verschiedensten operativen Techniken, wie die closed wedge Osteotomie oder einer schwachen externen Fixation der Osteotomie mittels Gipsverband, durchgeführt worden sind (27, 70, 82). *Hernigou et al.* untersuchten 93 Patientenknien mit Varusgonarthrose, welche mit einer open wedge HTO behandelt wurden, über einen durchschnittlichen Zeitraum von 11,5 Jahren nach. Zum 5-Jahres Nachuntersuchungszeitpunkt wiesen 90% der Patienten gute klinische Ergebnisse auf. Nach zehn Jahren zeigten nur noch 45% der Patienten exzellente und gute klinische Ergebnisse, die Mehrheit beklagte ein Wiederauftreten der Schmerzsymptomatik. Eine Verschlechterung der Symptomatik trat durchschnittlich sieben Jahre nach der HTO auf. Das klinische Ergebnis korrelierte nicht nur mit der Determinante Zeit, sondern auch mit der exakten Achskorrektur. Patienten mit einer exakten Korrektur der Beinachse wiesen den besten klinischen Verlauf auf (70).

Der Mittelwert des Lysholm Scores des gesamten Kollektives nahm über den Untersuchungszeitraum zu, zeigte aber nur in Gruppe I eine signifikante Zunahme zwischen der präoperativen und der Abschluss-Untersuchung. Es zeigte sich eine tendenzielle Zunahme des Lysholm Punktwertes in den Gruppen II und III, die sich aber nicht signifikant darstellte. Dies bedeutet keine signifikante Verbesserung des klinischen Outcomes durch Fehlkorrektur.

Der Trend der Verbesserung der Klinik in den Gruppen II und III (Unter- und Überkorrektur) kann erklärt werden durch Veränderungen in der Biomechanik und Kinematik des Kniegelenkes, eine Minderung des mechanischen Druckes und der Belastung auf das stark beanspruchte mediale Kniegelenkskompartiment bei der Überkorrektur (65), eine Verringerung des intraossären venösen Blutdruckes und eine Verbesserung der arteriellen Blutversorgung des Kniegelenkes (6). Es ist jedoch anzumerken, dass all diese Faktoren vor allem im unmittelbaren und mittleren postoperativen Verlauf zu wirken scheinen.

Die Ergebnisse der Achskorrektur waren besser als die Ergebnisse von *Marti et al.*, welche ein akzeptables Korrekturergebnis bei 50% ihrer Patienten vorweisen konnten (113). *Marti et al.* definierten entsprechend der Gruppe IV in dieser Studie ein akzeptables Korrekturergebnis, wenn die Traglinie das Tibiaplateau zwischen

57% und 67% schneidet. In der Studie wiesen 58% der Patienten ein derartiges postoperatives Ergebnis auf. Obwohl die Studie etwas schlechtere radiologische Ergebnisse der Achskorrektur als bei *Niemeyer et al.* lieferte, welche ein akzeptables Ergebnis bei einem Schnittpunkt der Traglinie zwischen 50% und 70% definierten und dies in 90% ihrer Patienten vorlag (130) (Gruppe I: 86%), lag der mittlere Lysholm Punktwert zur Abschlußuntersuchung mit 85 in dem untersuchten Patientenkollektiv gegenüber 75 bei *Niemeyer et al.* etwas höher.

Die mittlere Zunahme des posterioren tibialen slopes lag bei $2,1^{\circ} \pm 3,6^{\circ}$. Ähnliche Ergebnisse erzielten Studien von *El-Azab et al.* (41) (n=120) und *Marti et al.* (113) (n=32), welche in ihren Patientenserien eine Zunahme des posterioren tibialen slopes nach open wedge Tibiaosteotomie von $2,7^{\circ}$ fanden.

Eine Korrelation zwischen der Slope-Veränderung und dem Ausmaß der Achskorrektur in der Frontalebene konnte auch in diesen Studien nicht gezeigt werden (41, 72, 113).

Im Bezug auf den Body Mass Index des Patientenkollektives zeigte sich keine Korrelation zwischen dem BMI und dem Ausmaß der Achskorrektur. Es stellte sich eine geringgradige inverse Korrelation zwischen dem BMI und dem Lysholm Score der Nachuntersuchungen heraus. Dies bedeutet, dass ein erhöhter Body Mass Index zu einer Verschlechterung der klinischen Ergebnisse führt. Dieses Ergebnis korreliert mit denen von *Spahn et al.* (169), welche eine negative Korrelation zwischen dem klinischen Outcome und dem BMI zeigten. Die Autoren nahmen an, dass ein hoher BMI der Grund für einen Korrekturverlust nach Aufbelastung darstellen kann. Diese Erklärung ist schlüssig, wenn die operative Versorgung mittels closed wedge Osteotomie oder mittels open wedge Osteotomie unter der Verwendung von konventionellen nicht winkelstabilen Platten durchgeführt wird. Bei der closed wedge Osteotomie kann es zu einem Nachsintern der Osteotomie kommen. Unter Verwendung von winkelstabilen Implantaten ist es jedoch schwer, diesen Effekt zur Erklärung der Ergebnisse heranzuziehen. Die winkelstabile TomoFix Platte weist als interner Fixateur eine hohe Stabilität für Kompressions- und Torsionskräfte auf. Dies zeigt sich vor allem in Fällen, bei denen es zu einer intraoperativen Fraktur des lateralen Tibiakortex kommt (2, 130). Deshalb ist anzunehmen, dass eine Verschlechterung der klinischen Ergebnisse bei Übergewicht eher mit einer erhöhten mechanischen Belastung auf den Kniegelenksknorpel und dem oben aufgeführten Prozess der Entstehung einer Arthrose als dem Korrekturverlust der Osteotomie

erklärt werden kann.

Zusammenfassend kommt es nach einer open wedge Osteotomie unter Verwendung einer winkelstabilen TomoFix Platte zu einer Beschwerdeminderung im frühen und mittleren postoperativen Verlauf. Die präzise Achskorrektur führt zu den besten klinischen Ergebnissen. Der Effekt der Laxizität des Bandapparates auf die Genauigkeit der Beinachsenmessung muss bei der Planung der Umstellungsosteotomie berücksichtigt werden.

Patienten mit einem hohen BMI-Wert zeigten schlechtere klinische Ergebnisse nach open wedge HTO.

Eine Limitation dieser klinischen Studie ist die relativ kurze Nachuntersuchungsphase von 36 Monaten. Die Zahl der Patienten mit Über- oder Unterkorrektur war zu klein für eine statistische Aussagekraft. Metaanalysen und Multicenterstudien könnten hierzu weitere Ergebnisse in der Zukunft liefern.

Die Ergebnisse der klinischen Studie zeigten ein akzeptables Resultat der Achskorrektur bei 86% der Patienten. Eine ungenaue Korrektur in Form einer Unter- oder Überkorrektur lag bei 8% bzw. 6% vor.

Nach Vorliegen dieser Ergebnisse kam die Fragestellung auf, ob eine computernavigierte Umstellungsosteotomie den Anteil der Unter- und Überkorrekturen verringern könnte. Die Firma BrainLab entwickelte ein Computernavigations-System zur tibialen Umstellungsosteotomie, welches zum Zeitpunkt des Vorliegens der Studienergebnisse vor der klinischen Markteinführung stand. Eine wichtige Voraussetzung vor einer vergleichenden klinischen Studie zwischen navigierter und konventioneller tibialer Umstellungsosteotomie ist eine experimentelle Studie zur Validierung der Genauigkeit des Navigationssystems. Diese wurde entsprechend oben aufgeführter Darstellung vorgenommen.

Die Computernavigation bietet neben einer hohen Präzision weitere Vorzüge. Ein wesentlicher Vorteil der computernavigierten Umstellungsosteotomie gegenüber der konventionellen Tibiaosteotomie und anderen Techniken ist, dass für die Ausführung der Operation keine Ganzbein-Röntgenuntersuchung benötigt wird (182), wobei diese oft zur Indikationsstellung einer HTO herangezogen und angefertigt wird. Neben der geringeren Exposition gegenüber ionisierenden Strahlen, kann mit dem Navigationssystem die Beinachse verlässlich gemessen werden, ohne die oben aufgeführten Fehler, welche beim Anfertigen einer Ganzbein-Röntgenuntersuchung auftreten, zu berücksichtigen (91). Des Weiteren können mit Hilfe des

Navigationssystems Abweichungen der Beinachse, welche durch eine relative und absolute Verkürzung oder Verlängerung der Kollateralbänder verursacht werden, intraoperativ visualisiert werden. Die Genauigkeitsmessungen lieferten verlässliche Ergebnisse und präzisere Ergebnisse als *Odenbring et. al.*, welche die Beinachse anhand von Röntgenuntersuchungen vermessen haben. *Odenbring et al.* fertigten bei acht Patienten präoperativ zwei Ganzbeinröntgenaufnahmen durch, anhand welcher durch jeweils zwei Radiologen die Beinachse bestimmt wurde. Es zeigte sich eine Variabilität der Beinachse von höchstens zwei Grad (135).

In der aufgeführten Studie ergaben die Berechnungen einen Mittelwert der Beinachse nach 20 Registrierungen von $0,4^\circ$. Laut Konstruktions-skizze weist das Präzisions-Modell eine Beinachse von $0,0^\circ$ Varus/Valgus auf. Der Mittelwert der Messungen von $0,4^\circ$ weicht somit um $0,4^\circ$ von der Konstruktions-skizze ab. Folgende Erläuterung kann diese Abweichung begründen. Eine mögliche Fehlerquelle kann in dem Kugelgelenk des Kugelgelenk-Schraubstockes (Abb. 47), welches das Hüftgelenk mit Femurkopf und Acetabulum simuliert, liegen. Dieses Kugelgelenk weist eine minimale Verschieblichkeit von Kugel gegenüber Gelenkspfanne und somit eine minimale Inkongruenz auf, welche messtechnisch nicht zu erfassen ist und somit einen unbestimmten Ungenauigkeitsfaktor darstellt. Die Berechnung des Hüftkopf-Mittelpunktes durch Pivotieren des Femurs kann durch eine minimale Translation des Hüftkopfes in der Pfanne verfälscht werden, da das Rotationszentrum des Femurs nicht exakt am selben Punkt liegt. Zum Ausschluss dieser Fehlerquelle wurde die zweite Versuchsanordnung durchgeführt, welche jedoch nicht eine Verringerung des Fehlers nachweisen konnte, da die untersuchten Winkel und Strecken in den beiden Messreihen nicht korrelierten.

Diese Messreihe erbrachte eine Abweichung der Messwerte von der Konstruktions-skizze von $0,21-1,41\text{mm}$. Obwohl der Student's t-test eine signifikante Abweichung zwischen Konstruktions-skizze und Messwerten zeigte, ist eine Abweichung von unter 2mm gering und bestätigt die hohe Verlässlichkeit dieses Computernavigations-Systems. Zu beachten gilt jedoch, dass intraoperativ aus einer 2mm Abweichung des Osteotomiespaltes eine Abweichung der Beinachse von ca. 2° resultiert (144). Die Osteotomie wird kniegelenksnah durchgeführt und die Messergebnisse des Tibiaplateau-Durchmessers erbrachten eine Abweichung von lediglich $0,21\text{mm}$. Eine derartige Abweichung des Osteotomiespaltes würde zu einer vernachlässigbar kleinen Abweichung der Beinachse führen.

Es ist ein deutlicher Unterschied zwischen dem Mittelwert der Messungen des Tibiaplateau-Durchmessers und dem Mittelwert der übrigen Distanzen zu erkennen. Da die Distanzen unterschiedliche Längen aufweisen, ist es sinnvoll die anteilige Abweichung an der Gesamtlänge der betroffenen Distanz zu berechnen (Tab. 8). Bei der Messung des Tibiaplateau-Durchmessers liegt bei einer absoluten Abweichung von 0,21mm eine anteilige Abweichung von 0,40% vor. Korrespondierend berechnet beträgt die anteilige Abweichung für Distanz 2 2,41%, für Distanz 3 2,65%, für Distanz 4 0,37% und für Distanz 5 0,29%. Der gemessene Tibiaplateau-Durchmesser liegt mit einer Abweichung von der Konstruktionsskizze mit 0,21mm unter der geforderten Genauigkeit des Systems mit 1,00mm. Aus diesen Ergebnissen ist zu erkennen, dass für die beiden Distanzen am Malleolus, Distanz 2 und 3, eine höhere absolute und relative Abweichung vorliegt. Eine mögliche Ursache, die diesen Sachverhalt erklären könnte, ist die Entfernung der Landmarken am Malleolus von der tibialen Referenzgeometrie. Der T-Stern war bei dieser Versuchsanordnung 100mm distal des Tibiaplateaus am Tibiaschaft befestigt. Somit betrug die Entfernung vom medialen oder lateralen Kortexpunkt zur Referenzgeometrie 80mm. Der Abstand vom T-Stern zum medialen und lateralen Malleolus maß 322mm und zum Achs-Punkt 325mm. Der T-förmige Markerstern stellt für die Tibia den Bezugspunkt des Koordinatensystems dar. Die Koordinaten der akquirierten Landmarken werden auf diese Referenz bezogen. Sind Landmarken weiter von dieser Referenz entfernt, könnte dies zu einer Unschärfe der Registrierung und der Akquirierung der Koordinaten führen. Dies könnte eine Ursache für die Abweichung der Messwerte für die Distanzen am Malleolus darstellen. Der Hersteller der Infrarot-Kamera (Northern Digital Inc, Waterloo, ON, Kanada) gibt jedoch im Sichtfeld eine Registriergenauigkeit von 0,35mm an. Im pyramidenförmigen Sichtfenster der Kamera sollte die Tibia mit einer Gesamtlänge von 362mm leicht Platz finden.

In diesem Experiment konnte gezeigt werden, dass die Registriergenauigkeit nahe der tibialen Referenzgeometrie mit 0,21mm unter den Herstellerangaben liegt. Die registrierten Distanzen, welche nahe einer Referenzgeometrie lagen, wiesen eine geringere Abweichung auf. Es konnte die Vermutung aufgestellt werden, dass die Registriergenauigkeit abhängig von der Entfernung zwischen der zu akquirierenden Landmarke und der Referenzgeometrie ist. In den Herstellerangaben wird nicht darauf eingegangen, ob eine Abhängigkeit der Registriergenauigkeit von der

Entfernung der akquirierten Landmarke zur Referenzgeometrie besteht.

Die dritte Versuchsreihe sollte klären, ob sich die Genauigkeit der Navigation ändert, wenn die tibiale Referenzgeometrie weiter distal montiert wird und somit die Distanz zwischen den beiden Referenzgeometrien vergrößert wird und diese an den Rand des Sichtfeldes der Infrarot-Kamera gelangen. Die Resultate des Student's t-test, welcher eine signifikante Abweichung zwischen den proximalen Positionen 1/2 und der Position 3 zeigten, bestätigen die Hypothese, dass eine Vergrößerung des Abstandes der Referenzgeometrien zu einer Abnahme der Präzision der Computernavigation führt.

Eine wesentliche Limitation dieser Studie ist die anatomiefremde Beschaffenheit des Modells. Es ist schwierig die Methodik vom Modell auf den menschlichen Körper zu transferieren. Am Modell liegen klar definierte Landmarken vor. Am menschlichen Körper werden beispielsweise die Landmarken an den Malleolen durch die Haut akquiriert. Durch Hautverschieblichkeit und subkutanes Fettgewebe ist es schwierig klar definierte Landmarken präzise zu erfassen. Die Experimente am Modell wurden unter optimalen Bedingungen durchgeführt. Erste klinische Einsätze der Computernavigation im Operationssaal haben gezeigt, dass es durch OP-Personal oder befeuchtete und mit Blut verschmutzte Referenzgeometrien zu einer Einschränkung der Sichtbarkeit und damit zu einer erheblichen Behinderung der Navigation kommen kann.

Die ersten klinischen Erfahrungen mit einer navigierten HTO, welche bereits in der Literatur beschrieben worden sind, sind ermutigend (42, 92). Ob die Vorteile der höheren prä- und intraoperativen Genauigkeit die Nachteile von einem Mehraufwand an Kosten, Zunahme der Operationsdauer und die Notwendigkeit der zusätzlichen Inzisionen zum Platzieren der Referenzgeometrien aufwiegen, werden die Praxis und weitere Studien zeigen. Eine prospektive klinische Studie zur Evaluation der Genauigkeit der navigierten HTO sowie eine vergleichende Studie von navigierter und konventioneller HTO könnten Nachweisen ob sich die hohe Genauigkeit, welche am Modell nachgewiesen werden konnte auch in der Praxis und somit am Patienten bestätigen lässt.

5 Zusammenfassung

In dieser Arbeit werden zwei voneinander unabhängige Studien behandelt. Die klinische Studie untersuchte die Ausrichtung der Beinachse nach hoher additiver Tibia Osteotomie und den Effekt dieser auf den tibialen slope und das klinische Outcome. Die Ergebnisse dieser Studie führten im Hinblick auf die klinische Einführung einer computernavigierten tibialen Umstellungsosteotomie zum Entwurf und zur Durchführung einer experimentellen Studie zur Evaluation einer Navigation anhand eines Präzisionsmodells.

Es wurden im Rahmen dieser prospektiven Studie 50 Patienten mit medialer Varusgonarthrose, welche sich einer open wedge HTO unterzogen haben, untersucht. Der Korrekturwinkel sowie die Beinachse der betroffenen Extremität wurden radiologisch anhand einer Ganzbein-Röntgenuntersuchung präoperativ und 6 Monate postoperativ bestimmt. Die Patienten wurden präoperativ, zum Zeitpunkt von 3, 6 und 36 Monaten postoperativ untersucht. Das klinische Outcome wurde anhand des Lysholm Scores erfasst.

Die Ergebnisse der Studie zeigten ein akzeptables Resultat der Achskorrektur bei 86% der Patienten. Eine Unter- oder Überkorrektur lag bei 8% bzw. 6% vor.

Patienten mit einem hohen BMI-Wert zeigten schlechtere klinische Ergebnisse nach open wedge HTO.

Es kommt nach einer open wedge Osteotomie unter Verwendung einer winkelstabilen TomoFix Platte zu einer Beschwerdeminderung im frühen und mittleren postoperativen Verlauf. Die präzise Achskorrektur führt zu den besten klinischen Ergebnissen.

Eine Limitation dieser klinischen Studie ist die kurze Nachuntersuchungsphase von 36 Monaten. Zudem war die Zahl der Patienten mit Über- oder Unterkorrektur zu klein für eine statistische Bedeutsamkeit.

Nach Vorliegen dieser Ergebnisse kam die Fragestellung auf, ob eine computernavigierte Umstellungsosteotomie den Anteil der Unter- und Überkorrekturen verringern könnte. Die Firma BrainLab entwickelte ein Computernavigations-System zur tibialen Umstellungsosteotomie, welches zum Zeitpunkt des Vorliegens der Studienergebnisse vor der klinischen Markteinführung

stand. Eine wichtige Voraussetzung vor der klinischen Erprobung und einer vergleichenden klinischen Studie zwischen navigierter und konventioneller tibialer Umstellungsosteotomie war deshalb die Durchführung einer experimentellen Studie zur Validierung der Genauigkeit des Navigationssystems.

Es wurde hierfür ein nicht-anatomisches Präzisions-Modell der unteren Extremität gefertigt und anhand dessen die folgenden drei Versuchsreihen ausgeführt:

1. Vergleichsmessungen bei kompletter Registrierung des Präzisions-Modells

In dieser Versuchsreihe wurden mit Hilfe der Computernavigation definierte Landmarken am Modell registriert. Die Registrierung liefert die Korrelation zwischen definierten Landmarken am Modell und einem im Computer generierten virtuellen Objekt. Mit Hilfe der Computernavigation wurden die Beinachse, die Beinlänge (H/A Länge), der Schnittpunkt der Beinachse mit dem Tibiaplateau (Intersektion) und der medialen proximalen Tibiawinkel (MPTA) in 20 Registrierungen bestimmt.

2. Messungen von Distanzen am Modell mit Hilfe der Computernavigation und Vergleich der Messergebnisse mit der Konstruktionsskizze

In dieser Versuchsanordnung wurden definierte Punkte auf der Oberfläche des Modells registriert und die Länge definierter Strecken zwischen zwei Punkten berechnet. Diese Streckenlängen wurden mit den entsprechenden Streckenlängen der Konstruktionsskizze verglichen.

3. Messungen zur Genauigkeitsänderung bei Distalisieren der tibialen Referenzgeometrie

Die dritte Versuchsreihe sollte klären, ob sich die Genauigkeit der Navigation ändert, wenn die tibiale Referenzgeometrie auf dem Tibiaschaft weiter distal gelegen montiert wird. Die Positionen lagen bei 10, 20 und 30cm distal der proximalen Begrenzung des Tibiaplateaus. Es wurden äquivalent dem Punkt 1. die Landmarken registriert und die Werte der Beinachse, der H/A Länge, des MPTA und der Intersektion zur Berechnung der Genauigkeit herangezogen. In jeder Position wurden 10 Messungen durchgeführt.

Die komplette Registrierung der Beinachse lieferte verlässliche Ergebnisse. Die

doppelte Standardabweichung der Beinachsenvermessung lag mit $0,4^\circ$ deutlich unter der Abweichung von 1° und damit unter der vom Hersteller garantierten Genauigkeit. Die zweite Messreihe erbrachte eine Abweichung der Messwerte von der Konstruktionsskizze von $0,21-1,41\text{mm}$. Obwohl der Student's t-test eine signifikante Abweichung zwischen Konstruktionsskizze und Messwerten zeigte, ist eine Abweichung von unter 2mm gering und bestätigt die hohe Verlässlichkeit dieses Computernavigations-Systems.

In diesem Experiment wurde die Vermutung aufgestellt, dass die Registriergenauigkeit abhängig von der Entfernung der zu akquirierenden Landmarken und der Referenzgeometrie ist. Streckenlängen im Bereich des Tibiaplateaus und damit in der Nähe der tibialen und femoralen Referenzgeometrie wiesen eine geringere Abweichung von der Konstruktionsskizze als solche im Bereich der beiden Malleolen auf.

Die Fragestellung, ob eine größere Entfernung der beiden Referenzgeometrien zueinander die Registriergenauigkeit verändert, führte zum Entwurf der dritten Versuchreihe, welche eine Genauigkeitsänderung bei Distalisieren der tibialen Referenzgeometrie untersuchte. Die Ergebnisse und die Resultate des Student's t-test, welcher eine signifikante Abweichung zwischen den beiden proximalen und der distalen Position zeigte, bestätigen die Hypothese, dass eine Vergrößerung des Abstandes der Referenzgeometrien von der zu messenden Lokalisation zu einer Abnahme der Präzision der Computernavigation führt.

Nach Markteinführung werden klinische Studien, welche die konventionelle und die computernavigierte hohe tibiale Umstellungsosteotomie gegenüberstellen, zeigen, ob die Vorteile der höheren prä- und intraoperativen Genauigkeit die Nachteile von einem Mehraufwand an Kosten, Zunahme der Operationsdauer und die Notwendigkeit der zusätzlichen Inzisionen zum Platzieren der Referenzgeometrien aufwiegen.

6 Literaturverzeichnis

1. Aglietti P, Rinonapoli E, Stringa G, Taviani A. Tibial osteotomy for the varus osteoarthritic knee. *Clin Orthop Relat Res* (176): 239-51, 1983.
2. Agneskirchner JD, Freiling D, Hurschler C, Lobenhoffer P. Primary stability of four different implants for opening wedge high tibial osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14 (3): 291-300, 2006.
3. Akizuki S, Yasukawa Y, Takizawa T. Does arthroscopic abrasion arthroplasty promote cartilage regeneration in osteoarthritic knees with eburnation? A prospective study of high tibial osteotomy with abrasion arthroplasty versus high tibial osteotomy alone. *Arthroscopy* 13 (1): 9-17, 1997.
4. Allen PR, Denham RA, Swan AV. Late degenerative changes after meniscectomy. Factors affecting the knee after operation. *J Bone Joint Surg Br* 66 (5): 666-71, 1984.
5. Altmann K. Zur kausalen Histogenese des Knorpels. Berlin-Heidelberg-New York: Springer, 1964.
6. Arnoldi CC, Lemperg K, Linderholm H. Intraosseous hypertension and pain in the knee. *J Bone Joint Surg Br* 57 (3): 360-3, 1975.
7. Berger RA, Nedeff DD, Barden RM, Sheinkop MM, Jacobs JJ, Rosenberg AG, Galante JO. Unicompartamental knee arthroplasty. Clinical experience at 6- to 10-year followup. *Clin Orthop Relat Res* (367): 50-60, 1999.
8. Berman AT, Bosacco SJ, Kirshner S, Avolio A, Jr. Factors influencing long-term results in high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* (272): 192-8, 1991.
9. Billings A, Scott DF, Camargo MP, Hofmann AA. High tibial osteotomy with a calibrated osteotomy guide, rigid internal fixation, and early motion. Long-term follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 82 (1): 70-9, 2000.
10. Bobic V. [Autologous osteo-chondral grafts in the management of articular cartilage lesions]. *Orthopade* 28 (1): 19-25, 1999.
11. Bonnin M, Chambat P. [Current status of valgus angle, tibial head closing wedge osteotomy in media gonarthrosis]. *Orthopade* 33 (2): 135-42, 2004.
12. Briem K, Ramsey DK, Newcomb W, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Effects of the amount of valgus correction for medial compartment knee osteoarthritis on clinical outcome, knee kinetics and muscle co-contraction after opening wedge high tibial osteotomy. *J Orthop Res* 25 (3): 311-8, 2007.
13. Brittberg M, Faxen E, Peterson L. Carbon fiber scaffolds in the treatment of early knee osteoarthritis. A prospective 4-year followup of 37 patients. *Clin Orthop Relat Res* (307): 155-64, 1994.
14. Brittberg M, Lindahl A, Nilsson A, Ohlsson C, Isaksson O, Peterson L. Treatment of deep cartilage defects in the knee with autologous chondrocyte transplantation. *N Engl J Med* 331 (14): 889-95, 1994.
15. Brown G AA. Radiographic evaluation and preoperative planing for high tibial osteotomies. *Oper Tech Sport Med* 8: 2-14, 2000.

16. Bruce W, Macdessi S, Van der Wall H. Reversal of medial compartment osteoarthritic uptake pattern after high tibial osteotomy. *Clin Nucl Med* 26 (11): 916-8, 2001.
17. Carlsson AM. Assessment of chronic pain. I. Aspects of the reliability and validity of the visual analogue scale. *Pain* 16 (1): 87-101, 1983.
18. Cerejo R, Dunlop DD, Cahue S, Channin D, Song J, Sharma L. The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis progression according to baseline stage of disease. *Arthritis Rheum* 46 (10): 2632-6, 2002.
19. Chao EY, Neluheni EV, Hsu RW, Paley D. Biomechanics of malalignment. *Orthop Clin North Am* 25 (3): 379-86, 1994.
20. Cicuttini F, Wluka A, Hankin J, Wang Y. Longitudinal study of the relationship between knee angle and tibiofemoral cartilage volume in subjects with knee osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford)* 43 (3): 321-4, 2004.
21. Citak M, Board TN, Sun Y, Look V, Krettek C, Hufner T, Kendoff D. Reference marker stability in computer aided orthopedic surgery: a biomechanical study in artificial bone and cadavers. *Technol Health Care* 15 (6): 407-14, 2007.
22. Cooke TD, Scudamore RA, Bryant JT, Sorbie C, Siu D, Fisher B. A quantitative approach to radiography of the lower limb. Principles and applications. *J Bone Joint Surg Br* 73 (5): 715-20, 1991.
23. Cotta H, Wentzensen A, Holz F. Standardverfahren in der operativen Orthopädie und der Unfallchirurgie. Stuttgart, p. 634-639, 1996.
24. Coventry MB. Osteotomy about the knee for degenerative and rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 55 (1): 23-48, 1973.
25. Coventry MB. Osteotomy of the Upper Portion of the Tibia for Degenerative Arthritis of the Knee. A Preliminary Report. *J Bone Joint Surg Am* 47: 984-90, 1965.
26. Coventry MB. Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. The evolution of the operation in the last 18 years and long term results. *Orthop Clin North Am* 10 (1): 191-210, 1979.
27. Coventry MB. Upper tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 67 (7): 1136-40, 1985.
28. Coventry MB, Ilstrup DM, Wallrichs SL. Proximal tibial osteotomy. A critical long-term study of eighty-seven cases. *J Bone Joint Surg Am* 75 (2): 196-201, 1993.
29. Dahl MT. Preoperative planning in deformity correction and limb lengthening surgery. *Instr Course Lect* 49: 503-9, 2000.
30. Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman KR. Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study. *Am J Sports Med* 22 (5): 632-44, 1994.
31. De Simoni C, Staubli AE. Neue Fixationstechnik für mediale open-wedge-Osteotomien der proximalen Tibia. *Schweiz Med Wochenschrift* 119: 130-142, 2000.
32. Debrunner A. Orthopädie, Orthopädische Chirurgie. Vol. 4. Bern: Hans Huber, p. 151, 2002.
33. Debrunner A. Orthopädie, Orthopädische Chirurgie. Vol. 4. Bern: Hans Huber, p. 111, 2002.
34. Debrunner AM. Orthopädische Krankheiten. Vol. 4. Bern: Hans Huber, p. 586-587, 2002.

35. Dejour H, Bonnin M. Tibial translation after anterior cruciate ligament rupture. Two radiological tests compared. *J Bone Joint Surg Br* 76 (5): 745-9, 1994.
36. Drenckhan D. Untere Extremität. Vol. 15. München-Wien-Baltimore: Urban&Schwarzenberg, p. 365, 1994.
37. Duchow J, Kohn D. [Treatment of knee joint arthritis in the middle-aged patient]. *Orthopade* 32 (10): 920-29; quiz 930, 2003.
38. Duffy GP, Trousdale RT, Stuart MJ. Total knee arthroplasty in patients 55 years old or younger. 10- to 17-year results. *Clin Orthop Relat Res* (356): 22-7, 1998.
39. Dugdale TW, Noyes FR, Styer D. Preoperative planning for high tibial osteotomy. The effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length. *Clin Orthop Relat Res* (274): 248-64, 1992.
40. Ekholm R. Nutrition of articular cartilage. *Acta anat.* 24: 329-388, 1955.
41. El-Azab H, Halawa A, Anetzberger H, Imhoff AB, Hinterwimmer S. The effect of closed- and open-wedge high tibial osteotomy on tibial slope: a retrospective radiological review of 120 cases. *J Bone Joint Surg Br* 90 (9): 1193-7, 2008.
42. Ellis RE, Tso CY, Rudan JF, Harrison MM. A surgical planning and guidance system for high tibial osteotomy. *Comput Aided Surg* 4 (5): 264-74, 1999.
43. Engh GA, McAuley JP. Unicondylar arthroplasty: an option for high-demand patients with gonarthrosis. *Instr Course Lect* 48: 143-8, 1999.
44. Felson DT, Anderson JJ, Naimark A, Walker AM, Meenan RF. Obesity and knee osteoarthritis. The Framingham Study. *Ann Intern Med* 109 (1): 18-24, 1988.
45. Flamme CH, Kohn D, Kirsch L. [High tibial osteotomy--primary stability of several implants]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 137 (1): 48-53, 1999.
46. Fraitzl CR, Flören M, Reichel H. Kniegelenk - Arthrose und Arthritis. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 3: 155-176, 2008.
47. Frantz DD, Wiles AD, Leis SE, Kirsch SR. Accuracy assessment protocols for electromagnetic tracking systems. *Phys Med Biol* 48 (14): 2241-51, 2003.
48. Frigg R. Development of the Locking Compression Plate. *Injury* 34 Suppl 2: B6-10, 2003.
49. Frigg R. Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury* 32 Suppl 2: 63-6, 2001.
50. Fujisawa Y, Masuhara K, Shiomi S. The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. An arthroscopic study of 54 knee joints. *Orthop Clin North Am* 10 (3): 585-608, 1979.
51. Galla M, Lobenhoffer P. Die physiologische Achsenverhältnisse des Beins. In: Lobenhoffer P, Agnekirchner JD, Galla M, eds. *Kniegelenksnahe Osteotomien*. Stuttgart, New York: Thieme, pp. 3-9, 2006.
52. Galla M, Lobenhoffer P, Staubli AE. Die valgisierte öffnende Umstellungsosteotomie der proximalen Tibia mit Plattenfixateur. In: Lobenhoffer Ph AJ, Galla M, ed. *Kniegelenksnahe Osteotomien*. Stuttgart: Thieme, pp. 53, 2006.
53. Galway R, McIntosh DL. The lateral pivot shift: A symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop* 147: 45-50, 1980.

54. Garipey R. Correction du genou flechi dans l'arthrite. Huitieme Congres de la Societe Internationale Chirurgie Orthopedique et de Traumatologie: 884-886, 1961.
55. Gautier E, Sommer C. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury* 34 Suppl 2: B63-76, 2003.
56. Giebel G, Tscherne H, Daiber M. [Tibial head osteotomy in the treatment of gonarthrosis]. *Orthopade* 14 (3): 144-53, 1985.
57. Goutallier D, Julieron A, Hernigou P. [Cement wedge replacing iliac graft in tibial wedge osteotomy]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 78 (2): 138-44, 1992.
58. Grelsamer RP. Unicompartmental osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 77 (2): 278-92, 1995.
59. Hackenbroch MH, Jr., Wirth CJ. [Gonarthrosis following persisting knee joint instability (author's transl)]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 117 (5): 753-61, 1979.
60. Hangody L, Feczko P, Bartha L, Bodo G, Kish G. Mosaicplasty for the treatment of articular defects of the knee and ankle. *Clin Orthop Relat Res* (391 Suppl): S328-36, 2001.
61. Hangody L, Kish G, Karpatai Z, Udvarhelyi I, Szigeti I, Bely M. Mosaicplasty for the treatment of articular cartilage defects: application in clinical practice. *Orthopedics* 21 (7): 751-6, 1998.
62. Hankemeier S, Hufner T, Wang G, Kendoff D, Zheng G, Richter M, Gosling T, Nolte L, Krettek C. Navigated intraoperative analysis of lower limb alignment. *Arch Orthop Trauma Surg* 125 (8): 531-5, 2005.
63. Hanssen AD, Stuart MJ, Scott RD, Scuderi GR. Surgical options for the middle-aged patient with osteoarthritis of the knee joint. *Instr Course Lect* 50: 499-511, 2001.
64. Hardaker WT, Jr., Garrett WE, Jr., Bassett FH, 3rd. Evaluation of acute traumatic hemarthrosis of the knee joint. *South Med J* 83 (6): 640-4, 1990.
65. Harris WR, Kostuik JP. High tibial osteotomy for osteo-arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 52 (2): 330-6, 1970.
66. Hassenpflug J, von Haugwitz A, Hahne HJ. [Long-term results of tibial head osteotomy]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 136 (2): 154-61, 1998.
67. Heijens E, Goldbach B, Pfeil J. Definition, quantification and correction of translation deformities using a long leg, frontal plane radiography. *J Pediatr Orthop* 8: 285-291, 1999.
68. Hernigou P. [A 20-year follow-up study of internal gonarthrosis after tibial valgus osteotomy. Single versus repeated osteotomy]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 82 (3): 241-50, 1996.
69. Hernigou P, Ma W. Open wedge tibial osteotomy with acrylic bone cement as bone substitute. *Knee* 8 (2): 103-10, 2001.
70. Hernigou P, Medevielle D, Debeyre J, Goutallier D. Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 69 (3): 332-54, 1987.
71. Hofmann AA, Wyatt RW, Beck SW. High tibial osteotomy. Use of an osteotomy jig, rigid fixation, and early motion versus conventional surgical technique and cast immobilization. *Clin Orthop Relat Res* (271): 212-7, 1991.
72. Hohmann E, Bryant A, Imhoff AB. The effect of closed wedge high tibial osteotomy on tibial slope: a radiographic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14 (5): 454-9, 2006.

73. Homminga GN, Bulstra SK, Bouwmeester PS, van der Linden AJ. Perichondral grafting for cartilage lesions of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 72 (6): 1003-7, 1990.
74. Hsu RW. The study of Maquet dome high tibial osteotomy. Arthroscopic-assisted analysis. *Clin Orthop Relat Res* (243): 280-5, 1989.
75. Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY. Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop Relat Res* (255): 215-27, 1990.
76. Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ, Moschi A. Classification of the knee instabilities. The lateral compartment. *J Bone Joint Surg* 58A: 173-179, 1976.
77. Hungerford DS. Alignment in total knee replacement. *Instr Course Lect* 44: 455-68, 1995.
78. Imhoff AB, Linke RD, Agneskirchner J. [Corrective osteotomy in primary varus, double varus and triple varus knee instability with cruciate ligament replacement]. *Orthopade* 33 (2): 201-7, 2004.
79. Indelicato PA, Bittar ES. A perspective of lesions associated with ACL insufficiency of the knee. A review of 100 cases. *Clin Orthop Relat Res* (198): 77-80, 1985.
80. Insall J. The Pridie debridement operation for osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* (101): 61-7, 1974.
81. Insall JN. Total knee arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Ryumachi* 33 (6): 472, 1993.
82. Insall JN, Joseph DM, Msika C. High tibial osteotomy for varus gonarthrosis. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 66 (7): 1040-8, 1984.
83. Ivarsson I, Myrnerets R, Gillquist J. High tibial osteotomy for medial osteoarthritis of the knee. A 5 to 7 and 11 year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 72 (2): 238-44, 1990.
84. Jackson J. Osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg* 40-B: 826, 1958.
85. Jackson JP, Waugh W. Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 43-B: 746-51, 1961.
86. Jäger M, Wirth CJ. Klassifikation der Gonarthrose. *Praxis der Orthopädie* 1: 980, 1986.
87. Jiang CC, Insall JN. Effect of rotation on the axial alignment of the femur. Pitfalls in the use of femoral intramedullary guides in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* (248): 50-6, 1989.
88. Johnson F, Leitl S, Waugh W. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. *J Bone Joint Surg Br* 62 (3): 346-9, 1980.
89. Johnson F, Scarrow P, Waugh W. Assessment of loads in the knee joint. *Med Biol Eng Comput* 19 (2): 237-43, 1981.
90. Kanamiya T, Naito M, Hara M, Yoshimura I. The influences of biomechanical factors on cartilage regeneration after high tibial osteotomy for knees with medial compartment osteoarthritis: clinical and arthroscopic observations. *Arthroscopy* 18 (7): 725-9, 2002.
91. Kendoff D, Citak M, Pearle A, Gardner MJ, Hankemeier S, Krettek C, Hufner T. Influence of lower limb rotation in navigated alignment analysis: implications for high tibial osteotomies. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15 (8): 1003-8, 2007.

92. Keppler P, Gebhard F, Grutzner PA, Wang G, Zheng G, Hufner T, Hankemeier S, Nolte LP. Computer aided high tibial open wedge osteotomy. *Injury* 35 Suppl 1: S-A68-78, 2004.
93. Khadem R, Yeh CC, Sadeghi-Tehrani M, Bax MR, Johnson JA, Welch JN, Wilkinson EP, Shahidi R. Comparative tracking error analysis of five different optical tracking systems. *Comput Aided Surg* 5 (2): 98-107, 2000.
94. Kim S, Koh Y, Chun Y, Kim Y, Park Y, Sung C. Medial opening wedge high-tibial osteotomy using a kinematic navigation system versus a conventional method: a 1-Year retrospective, comparative study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17-2: 128-34, 2009.
95. Korn MW. A new approach to dome high tibial osteotomy. *Am J Knee Surg* 9 (1): 12-21, 1996.
96. Koshino T, Murase T, Saito T. Medial opening-wedge high tibial osteotomy with use of porous hydroxyapatite to treat medial compartment osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 85-A (1): 78-85, 2003.
97. Koshino T, Murase T, Takagi T, Saito T. New bone formation around porous hydroxyapatite wedge implanted in opening wedge high tibial osteotomy in patients with osteoarthritis. *Biomaterials* 22 (12): 1579-82, 2001.
98. Krackow KA, Holtgrewe JL. Experience with a new technique for managing severely overcorrected valgus high tibial osteotomy at total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* (258): 213-24, 1990.
99. Krempe JF, Silver RA. Experience with the Maquet barrel-vault osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* (168): 86-96, 1982.
100. Krettek C, Miclau T, Grun O, Schandelmaier P, Tscherne H. Intraoperative control of axes, rotation and length in femoral and tibial fractures. Technical note. *Injury* 29 Suppl 3: C29-39, 1998.
101. Kunz M LF, Nolte LP. *Computerassistierte Chirurgie - Prinzipien und Ausblicke*. Darmstadt: Steinkopff Verlag, p. 104-108, 2003.
102. Levigne C. Intérêt de l'axe épiphysaire dans l'arthrose. Analyse du groupe témoin. *Les gonarthroses. Journées Lyonnaises de Chirurgie du genou* 7: 127-141, 1991.
103. Li Q, Zamorano L, Jiang Z, Gong JX, Pandya A, Perez R, Diaz F. Effect of optical digitizer selection on the application accuracy of a surgical localization system-a quantitative comparison between the OPTOTRAK and flashpoint tracking systems. *Comput Aided Surg* 4 (6): 314-21, 1999.
104. Lobenhoffer P, Agneskirchner J. Improvements in surgical technique of valgus high tibial osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 11-3 (132-8), 2003.
105. Lobenhoffer P, Agneskirchner J, Zoch W. [Open valgus alignment osteotomy of the proximal tibia with fixation by medial plate fixator]. *Orthopade* 33 (2): 153-60, 2004.
106. Lootvoet L, Massinon A, Rossillon R, Himmer O, Lambert K, Ghosez JP. [Upper tibial osteotomy for gonarthrosis in genu varum. Apropos of a series of 193 cases reviewed 6 to 10 years later]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 79 (5): 375-84, 1993.
107. Losee RE, Johnson TR, Southwick WO. Anterior subluxation of the lateral tibial plateau: a diagnostic test and operativ repair. *J Bone Joint Surg* 60A: 1015-1030, 1978.

108. Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sports Med* 10 (3): 150-4, 1982.
109. MacGillivray J, Warren RF. Treatment of acute and chronic injuries to the posterolateral and lateral knee. *Operative Techniques in Orthopaedics* 9: 309-317, 1999.
110. MacIntosh DL, Welsh RP. Joint debridement--a complement to high tibial osteotomy in the treatment of degenerative arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 59 (8): 1094-7, 1977.
111. Maintz A VM. A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis* 2: 1:1-36, 1998.
112. Maletius W, Messner K. The effect of partial meniscectomy on the long-term prognosis of knees with localized, severe chondral damage. A twelve- to fifteen-year followup. *Am J Sports Med* 24 (3): 258-62, 1996.
113. Marti CB, Gautier E, Wachtl SW, Jakob RP. Accuracy of frontal and sagittal plane correction in open-wedge high tibial osteotomy. *Arthroscopy* 20 (4): 366-72, 2004.
114. Matsuda S, Miura H, Nagamine R, Urabe K, Ikenoue T, Okazaki K, Iwamoto Y. Posterior tibial slope in the normal and varus knee. *Am J Knee Surg* 12 (3): 165-8, 1999.
115. Matthews LS, Goldstein SA, Malvitz TA, Katz BP, Kaufer H. Proximal tibial osteotomy. Factors that influence the duration of satisfactory function. *Clin Orthop Relat Res* (229): 193-200, 1988.
116. Maurer F, Wassmer G. High tibial osteotomy: does navigation improve results? *Orthopedics* 29 (10 Suppl): S130-2, 2006.
117. McKellop HA, Sigholm G, Redfern FC, Doyle B, Sarmiento A, Luck JV, Sr. The effect of simulated fracture-angulations of the tibia on cartilage pressures in the knee joint. *J Bone Joint Surg Am* 73 (9): 1382-91, 1991.
118. Merchant AC. Patellofemoral imaging. *Clin Orthop Relat Res* (389): 15-21, 2001.
119. Messner K, Maletius W. The long-term prognosis for severe damage to weight-bearing cartilage in the knee: a 14-year clinical and radiographic follow-up in 28 young athletes. *Acta Orthop Scand* 67 (2): 165-8, 1996.
120. Minas T, Nehrer S. Current concepts in the treatment of articular cartilage defects. *Orthopedics* 20 (6): 525-38, 1997.
121. Miniaci A, Ballmer FT, Ballmer PM, Jakob RP. Proximal tibial osteotomy. A new fixation device. *Clin Orthop Relat Res* (246): 250-9, 1989.
122. Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am* 69 (5): 745-9, 1987.
123. Morrison JB. Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. *Bio-Med Eng* 3: 164-170, 1968.
124. Morrison JB. Function of the knee joint in various activities. *Biomed Eng* 4 (12): 573-80, 1969.
125. Moseley JB, O'Malley K, Petersen NJ, Menke TJ, Brody BA, Kuykendall DH, Hollingsworth JC, Ashton CM, Wray NP. A controlled trial of arthroscopic surgery for osteoarthritis of the knee. *N Engl J Med* 347 (2): 81-8, 2002.
126. Murphy SB. Tibial osteotomy for genu varum. Indications, preoperative planning, and technique. *Orthop Clin North* 25: 477-482, 1994.

127. Murray DW, Goodfellow JW, O'Connor JJ. The Oxford medial unicompartmental arthroplasty: a ten-year survival study. *J Bone Joint Surg Br* 80 (6): 983-9, 1998.
128. Nagi ON, Kumar S, Aggarwal S. Combined lateral closing and medial opening-wedge high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 89 (3): 542-9, 2007.
129. Neyret P, Donell ST, Dejour H. Results of partial meniscectomy related to the state of the anterior cruciate ligament. Review at 20 to 35 years. *J Bone Joint Surg Br* 75 (1): 36-40, 1993.
130. Niemeyer P, Koestler W, Kaehny C, Kreuz PC, Brooks CJ, Strohm PC, Helwig P, Suedkamp NP. Two-year results of open-wedge high tibial osteotomy with fixation by medial plate fixator for medial compartment arthritis with varus malalignment of the knee. *Arthroscopy* 24 (7): 796-804, 2008.
131. Noulis G. Entorse du genou. *Fac Med Paris* 142: 1-53, 1975.
132. Noyes FR, Barber SD, Simon R. High tibial osteotomy and ligament reconstruction in varus angulated, anterior cruciate ligament-deficient knees. A two- to seven-year follow-up study. *Am J Sports Med* 21 (1): 2-12, 1993.
133. Noyes FR, Barber-Westin SD. Surgical restoration to treat chronic deficiency of the posterolateral complex and cruciate ligaments of the knee joint. *Am J Sports Med* 24 (4): 415-26, 1996.
134. Noyes FR, Barber-Westin SD, Hewett TE. High tibial osteotomy and ligament reconstruction for varus angulated anterior cruciate ligament-deficient knees. *Am J Sports Med* 28 (3): 282-96, 2000.
135. Odenbring S, Berggren AM, Peil L. Roentgenographic assessment of the hip-knee-ankle axis in medial gonarthrosis. A study of reproducibility. *Clin Orthop Relat Res* (289): 195-6, 1993.
136. Odenbring S, Egund N, Hagstedt B, Larsson J, Lindstrand A, Toksvig-Larsen S. Ten-year results of tibial osteotomy for medial gonarthrosis. The influence of overcorrection. *Arch Orthop Trauma Surg* 110 (2): 103-8, 1991.
137. Odenbring S, Egund N, Knutson K, Lindstrand A, Larsen ST. Revision after osteotomy for gonarthrosis. A 10-19-year follow-up of 314 cases. *Acta Orthop Scand* 61 (2): 128-30, 1990.
138. Odenbring S, Egund N, Lindstrand A, Lohmander LS, Willen H. Cartilage regeneration after proximal tibial osteotomy for medial gonarthrosis. An arthroscopic, roentgenographic, and histologic study. *Clin Orthop Relat Res* (277): 210-6, 1992.
139. Outerbridge RE. The etiology of chondromalacia patellae. *J Bone Joint Surg Br* 43-B: 752-7, 1961.
140. Paley D, Herzenberg JE, Tetsworth K, McKie J, Bhave A. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *Orthop Clin North Am* 25 (3): 425-65, 1994.
141. Paley D, Pfeil J. [Principles of deformity correction around the knee]. *Orthopade* 29 (1): 18-38, 2000.
142. Paley D, Tetsworth K. Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of multiapical frontal plane angular and bowing deformities of the femur and tibia. *Clin Orthop Relat Res* (280): 65-71, 1992.
143. Pape D, Adam F, Rupp S, Seil R, Kohn D. [Stability, bone healing and loss of correction after valgus realignment of the tibial head. A roentgen stereometry analysis]. *Orthopade* 33 (2): 208-17, 2004.

144. Pape D, Seil R, Adam F, Rupp S, Kohn D, Lobenhoffer P. [Imaging and preoperative planning of osteotomy of tibial head osteotomy]. *Orthopade* 33 (2): 122-34, 2004.
145. Patel DV, Breazeale NM, Behr CT, Warren RF, Wickiewicz TL, O'Brien SJ. Osteonecrosis of the knee: current clinical concepts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6 (1): 2-11, 1998.
146. Pauwels F. *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Berlin-Heidelberg-New York: Springer, 1965.
147. Peterson L, Brittberg M, Kiviranta I, Akerlund EL, Lindahl A. Autologous chondrocyte transplantation. Biomechanics and long-term durability. *Am J Sports Med* 30 (1): 2-12, 2002.
148. Pridie HA. A Method of resurfacing osteoarthritic knee joints. *J Bone Joint Surg* 41: 618, 1959.
149. Prockop DJ, Kivirikko KI. Collagens: molecular biology, diseases, and potentials for therapy. *Annu Rev Biochem* 64: 403-34, 1995.
150. Puddu GC, Cerullo G, Cipolla M, Gianni FE. Utilisation una placa para la osteotomia tibial de apertura. *Rodilla* 6: 33-37, 1998.
151. Putz R. *Knorpelgewebe*. Vol. 15. München-Wien-Baltimore: Urban&Schwarzenberg, p. 160-167, 1994.
152. Ranawat CS, Flynn WF, Jr., Saddler S, Hansraj KK, Maynard MJ. Long-term results of the total condylar knee arthroplasty. A 15-year survivorship study. *Clin Orthop Relat Res* (286): 94-102, 1993.
153. Rangger C, Klestil T, Gloetzer W, Kemmler G, Benedetto KP. Osteoarthritis after arthroscopic partial meniscectomy. *Am J Sports Med* 23 (2): 240-4, 1995.
154. Reichel H. *Das Knie*. In: Kohn D, ed. *Das Knie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme, 2000.
155. Riede U SH. *Allgemeine und spezielle Pathologie*. Vol. 4. Auflage. Stuttgart, p. 1145-1146, 1999.
156. Rosenberg TD, Paulos LE, Parker RD, Coward DB, Scott SM. The forty-five-degree posteroanterior flexion weight-bearing radiograph of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 70 (10): 1479-83, 1988.
157. Saleh M, Harriman P, Edwards DJ. A radiological method for producing precise limb alignment. *J Bone Joint Surg Br* 73 (3): 515-6, 1991.
158. Schai PA, Suh JT, Thornhill TS, Scott RD. Unicompartmental knee arthroplasty in middle-aged patients: a 2- to 6-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty* 13 (4): 365-72, 1998.
159. Schatzker J, Burgess RC, Glynn MK. The management of nonunions following high tibial osteotomies. *Clin Orthop Relat Res* (193): 230-3, 1985.
160. Schmitt E Hj, Jani L, Schumacher G. *Kniegelenknahe Beinachsenfehlstellung*. Köln: Deutscher Ärzte Verlag, Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie, 2002.
161. Schultz W, Gobel D. Articular cartilage regeneration of the knee joint after proximal tibial valgus osteotomy: a prospective study of different intra- and extra-articular operative techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7 (1): 29-36, 1999.
162. Scuderi GR, Windsor RE, Insall JN. Observations on patellar height after proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 71 (2): 245-8, 1989.
163. Seil R NC. *Klinische Untersuchungstechniken bei Kniegelenknahe Osteotomien*. Stuttgart, New York: Thieme, p. p. 21, 2006.

164. Sharma L. Local factors in osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol* 13 (5): 441-6, 2001.
165. Siguier M, Brumpt B, Siguier T, Piriou P, Judet T. [Original valgus tibial osteotomy by internal opening and without loss of bone contact. Technique and incidence of consolidation speed: a preliminary series of 33 cases]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 87 (2): 183-8, 2001.
166. Simonet J, Maquet P, De Marchin P. [Biomechanical Considerations on Arthrosis of the Knee. Study of Forces. Osteotomy.]. *Rev Rhum Mal Osteoartic* 30: 777-8, 1963.
167. Solomon DH, Simel DL, Bates DW, Katz JN, Schaffer JL. The rational clinical examination. Does this patient have a torn meniscus or ligament of the knee? Value of the physical examination. *JAMA* 286: 1610-1620, 2001.
168. Sommer C. Locking Compression Plate. *Injury* 34 Suppl 2: B4-5, 2003.
169. Spahn G, Kirschbaum S, Kahl E. Factors that influence high tibial osteotomy results in patients with medial gonarthrosis: a score to predict the results. *Osteoarthritis Cartilage* 14 (2): 190-5, 2006.
170. Sparmann M, Wolke B. [Value of navigation and robot-guided surgery in total knee arthroplasty]. *Orthopade* 32 (6): 498-505, 2003.
171. Staubli AE. Konstruktions- und Anwendungsprinzipien von winkelstabilen Plattenfixateuren zur Stabilisierung der proximalen Tibiaosteotomie. Stuttgart: Tnieme, p. 39-47, 2006.
172. Sterett WI, Steadman JR, Huang MJ, Matheny LM, Briggs KK. Chondral resurfacing and high tibial osteotomy in the varus knee: survivorship analysis. *Am J Sports Med* 38 (7): 1420-4, 2010.
173. Stuart MJ, Beachy AM, Grabowski JJ, An KN, Kaufman KR. Biomechanical evaluation of a proximal tibial opening-wedge osteotomy plate. *Am J Knee Surg* 12 (3): 148-53; discussion 153-4, 1999.
174. Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res* (198): 43-9, 1985.
175. Thornhill TS, Scott RD. Unicompartamental total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 20 (2): 245-56, 1989.
176. Tjornstrand B, Egund N, Hagstedt B, Lindstrand A. Tibial osteotomy in medial gonarthrosis. The importance of over-correction of varus deformity. *Arch Orthop Trauma Surg* 99 (2): 83-9, 1981.
177. Torg JS, Conrad W, Kalen V. Clinical diagnosis of a anterior cruciate ligament instability in the athlete. *Am J Sports Med* 4: 84-93, 1976.
178. Tria AJ, Hosea TM. Diagnosis of knee ligament injuries. In: Scott WN, ed. *Ligament and extensor mechanism injuries of the knee*. St. Louis: Mosby, 1991.
179. Tsao A, Mintz L, McRae CR, Stulberg SD, Wright T. Failure of the porous-coated anatomic prosthesis in total knee arthroplasty due to severe polyethylene wear. *J Bone Joint Surg Am* 75 (1): 19-26, 1993.
180. Vince KG, Insall JN, Kelly MA. The total condylar prosthesis. 10- to 12-year results of a cemented knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 71 (5): 793-7, 1989.
181. Wagner M. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury* 34 Suppl 2: B31-42, 2003.
182. Wang G, Zheng G, Gruetzner P. A fluroscopy-based surgical navigation system for high tibial osteotomy. *Technol Health Care* 13: 469-483, 2005.

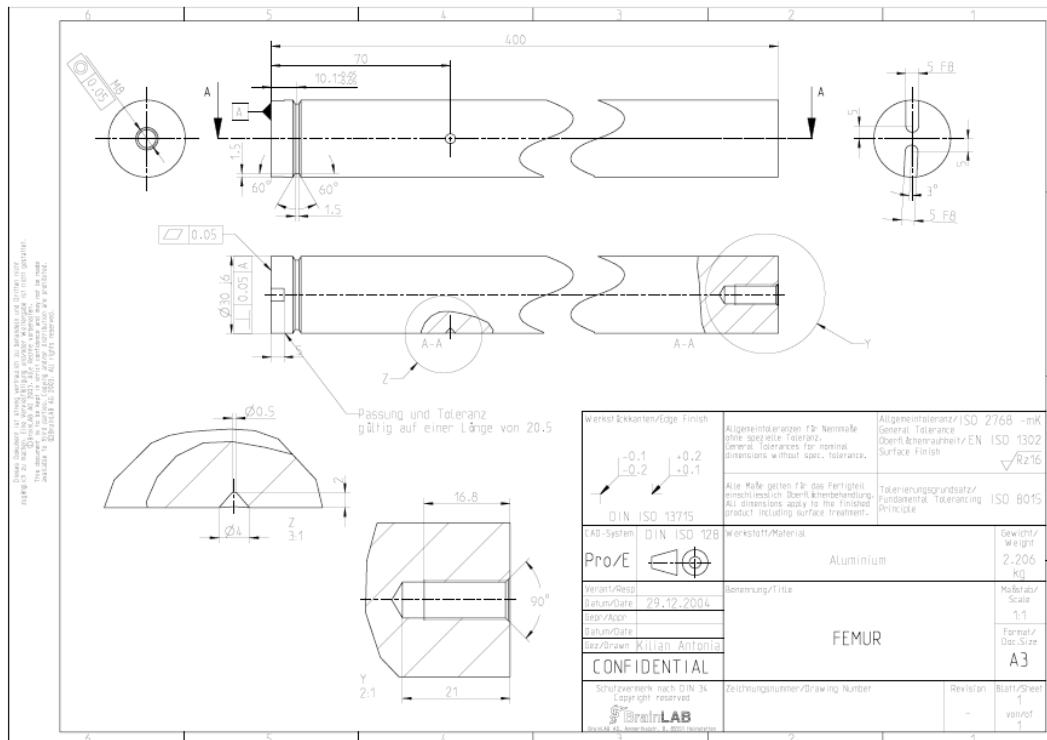
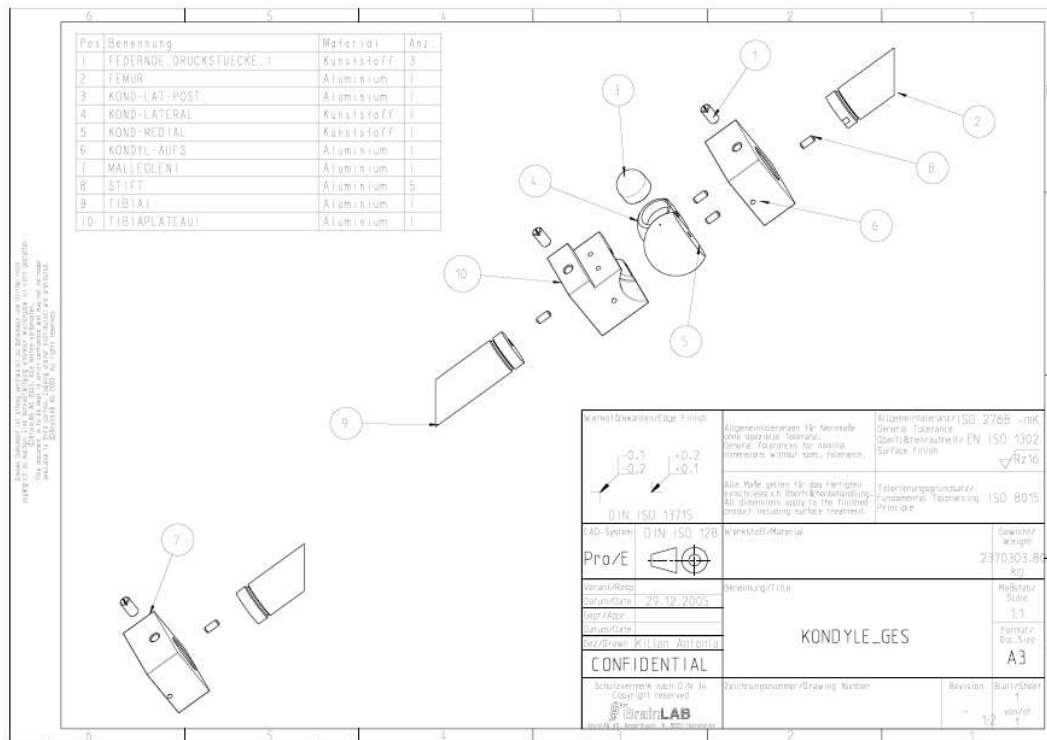
183. Wang JW, Kuo KN, Andriacchi TP, Galante JO. The influence of walking mechanics and time on the results of proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 72 (6): 905-9, 1990.
184. Westrich GH, Peters LE, Haas SB, Buly RL, Windsor RE. Patella height after high tibial osteotomy with internal fixation and early motion. *Clin Orthop Relat Res* (354): 169-74, 1998.
185. WHO EC. Appropriate body-mass index for asian population and its implications for policy and intervention strategies. *Lancet* 10: 157-63, 2004.
186. Wright JG, Treble N, Feinstein AR. Measurement of lower limb alignment using long radiographs. *J Bone Joint Surg Br* 73 (5): 721-3, 1991.
187. Wright JM, Crockett HC, Slawski DP, Madsen MW, Windsor RE. High tibial osteotomy. *J Am Acad Orthop Surg* 13 (4): 279-89, 2005.
188. Yasuda K, Majima T, Tsuchida T, Kaneda K. A ten- to 15-year follow-up observation of high tibial osteotomy in medial compartment osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res* (282): 186-95, 1992.

7 Anhang

7.1 Lysholm Score

Lysholm Score					
Hinken		Gehstützen		Schwellung	
kein	5	keine	5	keine	10
leicht/zeitweise	3	Gehstützen	2	nach bes. Aktivität	6
deutlich/immer	0	nicht belastbar	0	nach norm. Aktivität	2
				immer	0
Blockaden		Treppensteigen		Hackensitz	
keine	15	ohne Probleme	10	ohne Probleme	5
Pseudoblockade	10	geringe Probleme	6	geringe Probleme	4
einzelne	6	nur schrittweise	2	nicht mehr als 90°	2
häufige	2	nicht möglich	0	nicht möglich	0
blockiert	0				
Instabilität		Schmerzen			
kein Inst.-Gefühl		25	keine		25
selten, bei Anstrengung		20	leichte, gelegentl.		20
öfters, bei Anstrengung		15	bei und nach Kraftanstrengung		15
selten, bei gewöhnl. Belastung		10	nach Gehen >2km		10
öfters, bei gewöhnl. Belastung		5	nach Gehen <2km		5
immer, bei jedem Schritt		0	immer, bei jedem Schritt		0
Summe LysholmScore: _____					

7.2 Konstruktionsskizzen des Präzisions-Modells



Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Technischen Universität München bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Dr. med. Stephan Lorenz

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Murnau, den 14.09.2010_____

Mario Morgenstern

Danksagung

Diese Dissertation wurde in der Abteilung für Sporthorthopädie der Technischen Universität München, Connollystraße 32, 80809 München unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. A. B. Imhoff durchgeführt.

Mein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. med. A. B. Imhoff und meinem Betreuer Dr. med. S. Lorenz für die Aufnahme und Bereitstellung des Themas. Bedanken möchte ich mich besonders für die umfassende Einführung in das Fachgebiet der Orthopädie und das wissenschaftliche Arbeiten. Im Rahmen meiner klinischen Doktorarbeit wurde mir die Möglichkeit gegeben Erfahrungen in der klinischen Untersuchung und der orthopädischen Diagnostik zu sammeln sowie Einblicke in die operative Orthopädie zu erlangen. Diese Faktoren haben einen großen Beitrag zu meinem beruflichen Werdegang geliefert. Einen besonderen Dank gebührt der engagierten und lehrreichen Betreuung durch Herrn Dr. med. S. Lorenz.

Den Mitarbeitern der Firma BrainLab, insbesondere Herrn Frank Uhing und Herrn Jacek Klucik danke ich herzlichst für die Betreuung bei dem Umgang mit dem Computernavigations-System und wichtige konstruktive Ratschläge.

Meinen Eltern danke ich für das Korrekturlesen und insbesondere für die Unterstützung meines Studiums und bei der Erstellung dieser Doktorarbeit.

Vielen Dank!

LEBENS LAUF

Persönliche Daten:

Nachname:	Morgenstern
Vorname:	Mario
Geburtsdatum:	31. August 1980
Geburtsort:	Rosenheim
Staatsbürgerschaft:	deutsch
Familienstatus:	ledig



Schul Ausbildung:

- 1987 – 1991 : Grundschule Breitbrunn
- 1991 – 2000 : Gymnasium Landschulheim Schloß Ising
- Juni 2000 : Allgemeine Hochschulreife, Gesamtnote : 1,5
- Juni 2000 : Karl von Frisch Abiturientenpreis

Studium:

- Oktober 2001 – Mai 2008 : Medizinstudium an der Ludwig Maximilian Universität (LMU) München
- Dezember 2006 – Dezember 2007: **Praktisches Jahr:**
 - Klinikum Rosenheim / Lehrkrankenhaus der LMU München (Innere Medizin)
 - University Hospital of Kumasi / Ghana, Department of Trauma Surgery (Chirurgie / Schwerpunkt Unfallchirurgie)
 - Klinikum Rosenheim / Lehrkrankenhaus der LMU München (Chirurgie / Schwerpunkt Allgemein-, Thorax-, Gefäßchirurgie)
 - Universitätsklinik Balgrist / Zürich (Orthopädie)
- **Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung** am 9.Mai 2008 mit der Note „sehr gut“ bestanden

Praktische Erfahrungen:

Famulaturen:

- März 2002 : vorklinische Famulatur in der Abteilung für Unfallchirurgie des Klinikums Rosenheim
- März 2004 : Famulatur in der Abteilung für Unfallchirurgie des Klinikums Rosenheim
- März 2005 : Famulatur in der Abteilung für Sportorthopädie des Klinikums rechts der Isar / München
- Januar 2006 : Famulatur in der Abteilung für Anästhesiologie und Intensivmedizin des Klinikums München Harlaching
- Mai 2006 : Famulatur in der Abteilung für Anästhesiologie und Intensivmedizin des Klinikums Rosenheim

Sonstige Tätigkeiten:

- Mai 2001 – August 2004 : Nebenberufliche Tätigkeit im Rettungsdienst des Bayerischen Roten Kreuzes
- Oktober 2004 – Mai 2007 : Werkstudent bei der Firma BrainLab / Feldkirchen (siehe beigefügtes Arbeitszeugnis)
- Dezember 2005 – Dezember 2006 : Assistierende Tätigkeit in der anästhesiologischen Praxis Dr. Ingrid Hofmann / München

Berufliche Tätigkeit:

Seit 01.09.08 angestellt als Weiterbildungsassistent der Abteilung für Unfallchirurgie der BG- Unfallklinik Murnau (BG- Unfallklinik Murnau, Prof.Küntscher Str. 8, 82418 Murnau)

Weitere Ausbildungen , Zivildienst und ehrenamtliche Tätigkeiten:

- Seit 1997 : aktives Mitglied des Bayerischen Roten Kreuzes (Ausbildung zum Sanitäter)
- Seit 1997 : aktives Mitglied der Freiwilligen Feuerwehr Breitbrunn (diverse Ausbildungen)
- Juli 2000 – Mai 2001 : Zivildienst in der Rettungswache Grassau
- Juli 2000 : Ausbildung zum Rettungsdiensthelfer
- Seit 2005 : Initiator, Leiter und Ausbilder der First-Responder Gruppe Chiemsee Nord (Internet: www.frcn-online.de)
- Juni 2007 : "Course of Trauma Care, Emergency Medicine and Disaster Preparedness" Veranstalter: Israelisches Aussenministerium in Kumasi/Ghana

Promotionsarbeit:

Klinisch-experimentelle Doktorarbeit in der Abteilung für Sportorthopädie des Universitätsklinikums Rechts der Isar / München unter der Leitung von Prof. A.B. Imhoff.

Thema: „Hohe tibiale Umstellungsosteotomie in open wedge-Technik: Radiologische Beurteilung der Beinachse, des tibialen slopes und frühe klinische Ergebnisse und Evaluation einer Computernavigation für die hohe tibiale Umstellungsosteotomie anhand eines Präzisions-Modells“

Hobbies:

Bergsport (Mountain Biken, Hochtouren, Klettern, Skitouren), Windsurfen, Segeln