

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Winkelmann

**DIE FIXATEURASSISTIERTER PLATTENOSTEOSYNTHESE
(FAPO)
ZUR
MULTIPLANAREN DEFORMITÄTENKORREKTUR**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Krohn, Thomas

aus Ennigerloh

2006

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen-
Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Heribert Jürgens

1. Berichterstatter: PD Dr. med. R. Rödl

2. Berichterstatter: Prof. Dr med W. Heindel

Tag der mündlichen Prüfung: 31.07.2006

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Winkelmann
Referent: PD Dr. med. R. Rödl
Koreferent: Prof. Dr med W. Heindel

ZUSAMMENFASSUNG

DIE FIXATEURASSISTIERTER PLATTENOSTEOSYNTHESE (FAPO) ZUR MULTIPLANAREN DEFORMITÄTENKORREKTUR

Thomas Krohn

Durch den Einsatz der richtigen Planung, Osteotomietechnik und Osteosynthese ist es möglich, Fehlstellungen in nahezu allen Ebenen zu korrigieren. Das Verfahren der One-step-Korrektur findet oftmals nur bei Extremitätenfehlstellungen in einer Ebene Anwendung. Mehrdimensionale und höhergradige Deformitäten von mehr als 15 Grad lassen sich mit einem Ringfixateursystem graduell gut korrigieren. Dieses Verfahren birgt vielfältige Nachteile wie mehrmonatiges Tragen des unkomfortablen Ringfixateurs, erhöhtes Infektionsrisiko und häufige, zeitintensive Kontrolluntersuchungen, die zu einem schlechteren Patientenkomfort führen.

Diese Arbeit besteht aus der Entwicklung eines neuen operativen Korrekturverfahrens bei multiplanaren Fehlstellungen der unteren Extremität, das aus der Kombination eines Hexapod-Systems, des Taylor Spatial Frame (TSF®), und einer internen Osteosynthese durch eine minimal invasiv einzubringende, winkelstabile Platte (Tomofix®) besteht, der so genannten fixateurassistierten Plattenosteosynthese (FAPO).

Zunächst wurde das Verfahren experimentell an einem Kunstknochen und später an vier Knochen von 2 Körperspendern auf seine Praktikabilität und Korrekturgenauigkeit getestet. Dabei wurden simulierte Fehlstellungen in drei Ebenen des Raums von bis zu 15 Grad mit einer Genauigkeit von ± 3 Grad korrigiert. Das Verfahren erwies sich dabei als technisch praktikabel.

Im Anschluss wurde das Verfahren bei 4 Patienten im Alter von 12-52 Jahren mit kongenitalen (3) und posttraumatischen Fehlstellungen (1) angewendet. Es wurden in der Sagittalebene 9,5 (3-15) Grad, in der Frontalebene 8,7 (5-15) Grad und in der Horizontalebene 8,3 (0-15) Grad mit einer Genauigkeit von ± 2 Grad korrigiert. Alle Patienten erzielten eine vollständige knöcherne Ausheilung der Osteosynthese. Komplikationen waren nicht zu verzeichnen. Das Follow-up betrug 29,7 (24-34) Monate. Die Studie belegt, dass mit der FAPO ein neues technisch und praktisch durchführbares Verfahren entwickelt wurde. Die FAPO ermöglicht für ein selektiertes Krankengut die üblichen patientenassoziierten Nachteile von mehrdimensionalen Korrekturoperationen durch externe Fixateurosteosynthese zu verringern.

Tag der mündlichen Prüfung: 31.07.2006

Inhaltsverzeichnis

1	Literaturübersicht.....	11
1.1	Deformitäten und Achsfehlstellungen.....	11
1.2	Einteilung von Achsenabweichungen.....	12
1.3	Therapiekonzepte bei Deformitäten der unteren Extremität.....	16
1.3.1	Konservative Therapie	16
1.4	Gelenknahe Korrekturosteotomien.....	17
1.4.1	Komplikationen.....	18
1.4.2	Nachbehandlung	19
1.5	Technik gelenknaher Korrekturosteotomien.....	19
1.5.1	Die Osteotomieformen	19
1.5.2	Femorale, varisierende Korrekturosteotomie	21
1.5.3	Femorale, valgisierende Korrekturosteotomie.....	22
1.5.4	Femorale, extendierende Korrekturosteotomie	22
1.5.5	Tibiale, valgisierende Korrekturosteotomie	22
1.5.6	Tibiale, flektierende Korrekturosteotomie	23
1.6	Fixateurassistierte Nagelung.....	23
1.7	Arthrose.....	24
1.7.1	Definition	24
1.7.2	Degenerative Veränderungen	25
1.8	Präoperative Planung zur Deformitätenkorrektur	28
1.8.1	Normwerte.....	29
1.8.2	Mechanische Beinachse	29
1.8.3	Anatomische Beinachse.....	29
1.9	Fehlstellungsanalyse und Ermittlung von CORA.....	34
1.9.1	Ermittlung von CORA.....	34
1.9.2	Klinische Untersuchung.....	35
1.10	Indikation zur Deformitätenkorrektur	37
2	Material und Methode.....	41

2.1	Material	41
2.1.1	Anwendungsgebiete für den Taylor Spatial Frame Hexapod®.....	41
2.1.2	Handhabung.....	42
2.1.3	Das Fixateursystem.....	44
2.1.4	TomoFix®-System	46
2.1.5	Indikationen.....	46
2.1.6	Anwendungsbeispiele der TomoFix®- Platte	46
2.1.7	Das Winkelstabile Plattensystem	49
2.1.8	Der Fixateur interne.....	49
2.1.9	Das LCP- Loch.....	50
2.1.10	Maximale Stabilität.....	52
2.1.11	Anatomische Form der Platte.....	53
2.1.12	TomoFix®- Platte für den medialen Tibiakopf	54
2.1.13	TomoFix®-Platte für das laterale, distale Femur	55
2.1.14	Spiralbohrer Ø 4,3mm	56
2.1.15	Einschraubbare LCP- Führungsbüchse für 4,3mm-Bohrer	57
2.1.16	Drehmomentschraubenzieher für 3,5mm-Sechskant	57
2.1.17	Verwendete Tomofix®-Schrauben	58
2.2	Methoden	59
2.2.1	Der Versuchsaufbau / Arbeitsschritte	59
2.2.2	Sawbone- Simulation	62
2.2.3	Die Kadaverstudie	69
2.2.4	Einleitung	69
2.2.5	Klinische Studie an Patienten.....	70
3	Ergebnisse	72
3.1	Ergebnisse der Sawbonestudie.....	72
3.2	Ergebnisse der Kadaverstudie	73
3.2.1	Tabellarische Übersicht.....	73
3.2.2	Prozentuale Fehlstellungsdarstellung:.....	75
3.2.3	Ergebnisse der klinischen Studie	81
3.2.4	Radiologische Ergebnisse der Achskorrektur	82
3.2.5	Klinisches Beispiel.....	85

3.3	Analyse der Ergebnisse	90
4	Diskussion	92
4.1	Problemstellung der Korrektur präarthrotischer Deformitäten	92
4.2	Korrekturtechniken multiplanarer Fehlstellungen	92
4.2.1	Der Taylor Spatial Frame®.....	92
4.2.2	Die Tomofix®-Plattenosteosynthese	95
4.3	Diskussion der Methode einer FAPO	96
4.4	Ergebnisdiskussion der FAPO	99
4.4.1	Genauigkeit der Korrektur	99
4.5	Patientenzufriedenheit und Komplikationen	101
4.6	Klinische Konsequenz.....	101
5	Zusammenfassung.....	102
6	Literaturverzeichnis	104
7	Abbildungsverzeichnis	108
8	Tabellenverzeichnis	110
9	Curriculum Vitae.....	111
10	Danksagung.....	115

Einleitung und Problemstellung

Fehlstellungen des Bewegungs- und Stützapparates nehmen in der Orthopädie einen wichtigen Stellenwert ein (¹⁸). Sie können *hässlich* und *entstellend* wirken und für den Patienten durch intolerantes Verhalten der Mitmenschen in der sozialen Gesellschaft des 21. Jahrhunderts zu ernstzunehmenden psychischen Belastungen führen.

Deformitäten können aber auch körperlich krank machen. Sie können zu einer funktionellen Beeinträchtigung des Bewegungsapparates führen, die alltägliche Bewegungsabläufe - mitunter schmerzhaft - einschränkt und letztlich in eine schwerwiegende, physische Behinderung ausarten kann. Gerade Fehlstellungen an der körpertragenden unteren Extremität wirken sich häufig beschleunigend auf degenerative Prozesse der großen Körpergelenke, des Hüft-, Knie- und Sprunggelenks aus- man nennt sie präarthrotische Deformitäten.

Das Hauptaugenmerk bei der Behandlung von Fehlstellungen richtet sich also letztlich auf zwei zum Teil konform gehende Komponenten: eine Behandlung aus **funktionellen** Gründen und sekundär aus **kosmetischer** Sicht. Eine Wertung bezüglich der Indikation oder Dringlichkeit dieser zwei Aspekte wird dem jeweilig behandelnden Arzt vorbehalten sein, wobei dem funktionellen Aspekt auch im Rahmen der Prävention die entscheidende Bedeutung beikommt.

Die Korrektur von Fehlstellungen an Extremitäten richtet sich immer nach dem individuellen Einzelfall und kann somit nicht verallgemeinernd dargestellt werden. Es muss zunächst eine Analyse der Fehlstellung mit all ihren Dimensionen durch eine klinische und radiologische Untersuchung erfolgen. Die gängige Analyse ermittelt, ob es sich um eine Fehlstellung in Transversal-, Sagittal- oder Frontalebene bzw. um eine mehrdimensionale (multiplanare) Achsabweichung handelt, wo der genaue Ort der Fehlstellung durch Errechnung des CORA (Centre of rotation and angulation), dem Mittelpunkt der Fehlstellung lokalisiert ist, und welche Korrekturmöglichkeiten der entsprechenden Extremität sich in Abhängigkeit vom Alter und Befund des Patienten anbieten.

Prinzipiell unterscheidet man zwei Behandlungsmethoden: konservativ oder operativ, also chirurgisch-invasive Therapie. Zu berücksichtigen ist zum einen die Art und das Ausmaß der Deformität. Geringgradige Fehlstellungen können unter Umständen auch ohne Therapie toleriert werden oder bedürfen nur konservativer Maßnahmen. Auch das Alter des Patienten ist zu berücksichtigen. Fehlstellungen im Wachstumsalter können eher toleriert werden als bei Erwachsenen. Bei eindimensionalen Deformitäten werden als Standardverfahren verschiedene Verfahren der so bezeichneten „high-tibial-osteotomy (HTO)“ an der Tibia, der Coventry- Osteotomie, der „open-wedge-osteotomy“^(10;11;16;17;32;33;51;52;57;76) und der Hemikallotaxis eingesetzt. Multiplanare Fehlstellungen erfordern eine differenziertere Therapie.

Der Inhalt dieser Arbeit beschreibt ein neues operatives Korrekturverfahren bei multiplanaren Fehlstellungen der unteren Extremität. Durch die Anwendung eines Hexapodsystems, des Taylor Spatial Frame (TSF®), kann eine computergestützte Achskorrektur erreicht werden. Die Nachteile der Anwendung, die aus einem externen Fixateursystem bestehen, d.h. unkomfortables, monatelanges Tragen des Fixateurs, mögliche Pininfektionen und häufige Kontrolluntersuchungen, sollen durch die Kombination mit einer internen Osteosynthese durch ein minimal invasiv einzubringendes, winkelstabiles Implantat (Tomofix®) ausgeglichen werden. Die Kombination beider Verfahren als fixateurassiierte Plattenosteosynthese kann eine neue Operationsmethode zur Korrektur mehrdimensional deformierter Röhrenknochen der unteren Extremität sein. Ziel der Kombination der beiden Verfahren soll es sein, die Vorteile des Hexapoden (gradgenaue Korrektur) und der Platte (minimal invasiv) gegen Nachteile wie mehrmonatiges Tragen des unkomfortablen Ringfixateurs, erhöhtes Infektionsrisiko, häufige und zeitintensive Kontrolluntersuchungen des Fixateurs und die Unwägbarkeit der Korrektur bei alleiniger Plattenosteosynthese abzuwägen.

Die Fragestellung lautet, ob dieses neue Verfahren der Fixateur-assiierten Platten-Osteosynthese (FAPO) technisch und manuell durchführbar ist, ob mit dem TSF® eine genaue Korrektur nach Vorgabe erreicht werden kann und ob

die winkelstabile Tomofix-Platte die erreichte Korrektur gradgenau aufrechterhalten und somit in Zukunft ein Sistieren des Fixateur externe vermeiden kann. Die Hypothese lautet, dass nach Entfernen des Fixateurs derselbe postoperative Korrekturwinkel erzielt wird, wie zuvor durch das Computerprogramm errechnet wurde.

1 Literaturübersicht

1.1 Deformitäten und Achsfehlstellungen

„Die Kunst, die Deformitäten des Körpers zu verhindern und zu heilen« war der *Anfang der Orthopädie* und gab ihr den Namen. (*Nicolas Andry*).

Auch wenn sich Ursachen von Deformitäten gewandelt haben, so ist ihre Verhütung und Behandlung doch eine der wichtigsten Aufgaben der Orthopädie geblieben.

Debrunner (2002) beschreibt zwei grundsätzlich unangenehme Wirkungen von Deformitäten:

- Sie können **krank machen**
- Sie sind **hässlich**

Beide Wirkungen sind Grund genug, eine Deformität nach Möglichkeit zu verhindern oder sie zu beseitigen, vor allem aber dann, wenn die Gefahr droht, dass aus ihr ein Schaden entsteht.

Die schädigende Komponente ist fast immer durch die Schwerkraft bedingt. Muskeln, Bänder und Knochen, also unser Stütz- und Halteapparat, haben die Aufgabe, das Gewicht des Körpers gegen die Schwerkraft aufrecht zu erhalten. Dadurch ist die untere Extremität statischen Störungen im besonderen Maße ausgesetzt. Nahezu optimale statische Bedingungen finden sich bei axialen Belastungen mit reinen Druckkräften und senkrechter Tragachse (vgl. z.B. Baum, Säule etc.). Kleinste Abweichungen dieses simplen Prinzips rufen zusätzliche Biegekräfte hervor, die eine Vielzahl unangenehmer Nebenwirkungen nach sich ziehen können (*siehe Abbildung Nr. 1*)

Deformitäten sind entweder im Knochen oder in Gelenken lokalisiert. Oft liegen sie bei angeborenen oder frühkindlich erworbenen Missbildungen kombiniert vor.

Die Frage der Auswirkung einer Deformität lässt sich nicht pauschal beantworten, denn sie ist immer abhängig von ihrer Lokalisation, dem Ausmaß der Deformität und ihrer mechanischen Wirkung.

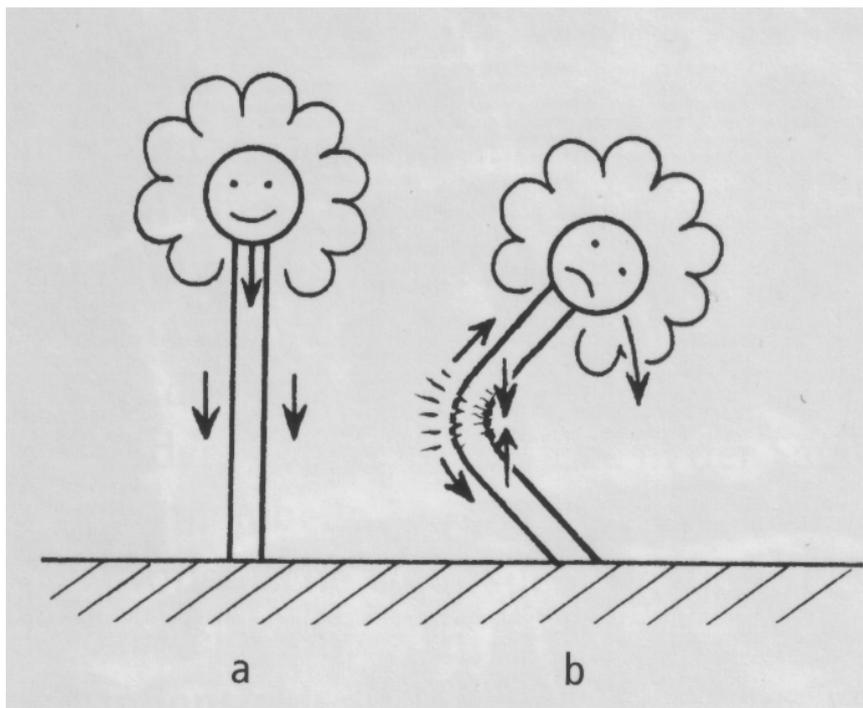


Abbildung 1: Wirkung von Biegungskraften (Debrunner 2002)

- a) rein *axiale Belastung* erzeugt reine **Druckkräfte**
- b) *Exzentrische Belastung* erzeugt **Biegebeanspruchung**, d.h. unregelmäßig verteilte Zug- und Druckkräfte mit sehr hohen Spannungsspitzen

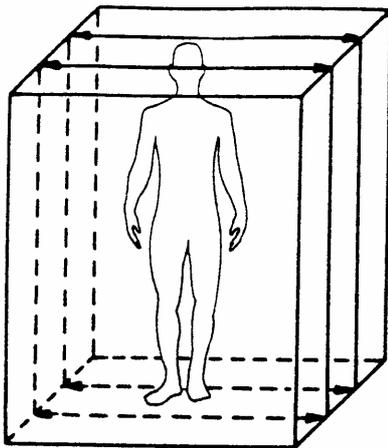
1.2 Einteilung von Achsenabweichungen

Spricht man von Achsenfehlern des Stützapparates, d.h. Abweichungen der Achsen von Wirbelsäule und Extremitäten vom normalen Bauplan, sind diese immer in Bezug zu drei Ebenen zu setzen (siehe Abb. 2).

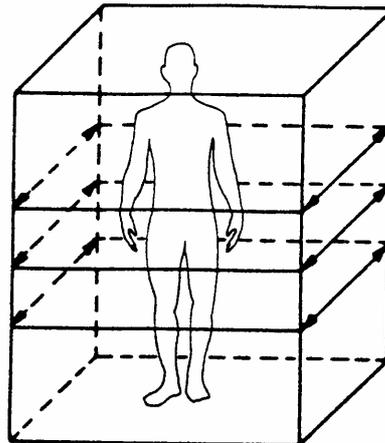
- **Bezogen auf die Frontalebene**
 - bezeichnet man Achsabweichungen, die konkav zur Mittellinie stehen als **varisch (Varus)**, konvex zur Mittellinie stehende als **valgisch (Valgus)**.

- **In der Sagittalebene**
 - bezeichnet man als **Rekurvatiön** die Achsabknickung durch Biegung nach hinten, als **Antekurvatiön** die Achsabknickung nach vorne
 -

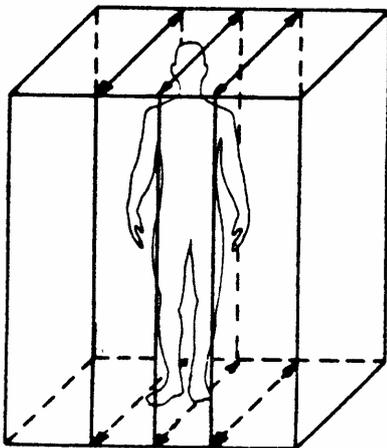
- **Bei Drehfehlern in der Längsachse**
 - spricht man von **Torsionsfehlern**



Frontal-Ebenen



Transversal -
= Horizontal-Ebenen



Sagittal-Ebenen

DIE ANATOMISCHEN
SCHNITTEBENEN

Abbildung 2: Achsen und Ebenen

Deformitäten lassen sich aber noch weiter differenzieren. Lassen sie sich weder aktiv noch passiv beseitigen, spricht man von **fixierten** bzw. **strukturellen Deformitäten**, da sie anatomisch verankert sind. Sind die Fehlstellungen unter manuellem Druck nicht zu beseitigen oder knöcherner Natur, handelt es sich immer um **fixierte, strukturelle Deformitäten**, die pathologisch ernst zu nehmen sind.

Treten Fehlstellungen nur dann auf, wenn die Schwerkraft nicht mehr direkt auf sie einwirkt, sie also im unbelasteten Zustand verschwinden, beschreibt man sie als **nicht fixierte Deformitäten** (z.B. Kniefehltstellung bei Bandlaxität).

So genannte **Haltungsdeformitäten** in Form schlaffer Körperhaltung können durch eigene Muskelkraft behoben werden.

Alle unter dem Einfluss äußerer Kräfte (vor allem der Schwerkraft) entstandenen Deformitäten werden auch als **statische Deformitäten** bezeichnet. Befinden sich statische Deformitäten noch im Anfangsstadium, also sind nicht fixiert, sind sie meist noch reversibel. Therapiert werden sie beispielsweise durch konservative Verfahren.

Ist eine statische Deformität einmal strukturell fixiert, haben prophylaktische Korrekturmaßnahmen häufig keinen Effekt mehr oder gar einen gegenteiligen. Ein Circulus vitiosus entsteht (Abbildung 3).

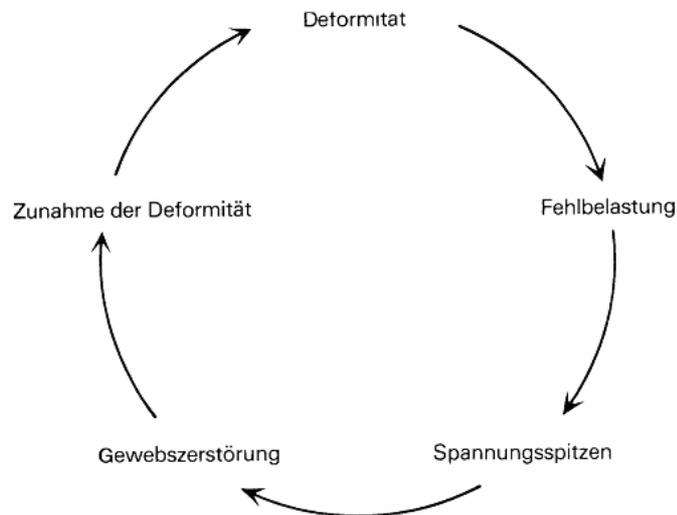


Abbildung 3: Circulus virtiosus bei Deformitäten

1.3 Therapiekonzepte bei Deformitäten der unteren Extremität

Zur Behandlung von Deformitäten an Extremitäten gibt es zwei wesentliche Therapieprinzipien. Man unterscheidet die „konservative“ von der „operativen“ Therapie. Die Wahl eines dieser Prinzipien obliegt dem jeweiligen behandelnden Arzt unter strenger Indikationsstellung für den individuellen Einzelfall unter Abwägung der Krankheitsbefunde und der Schwere der Symptome.

1.3.1 Konservative Therapie

Da eine kausale Therapie auf konservativem Wege in der Regel selten ist, orientiert sich die Behandlung in den meisten Fällen an den Symptomen der orthopädischen Erkrankung. Ziel dieser Therapie sollten Schmerzlinderung oder -beseitigung, die Funktionsverbesserung und die Korrektur von Deformitäten sein.

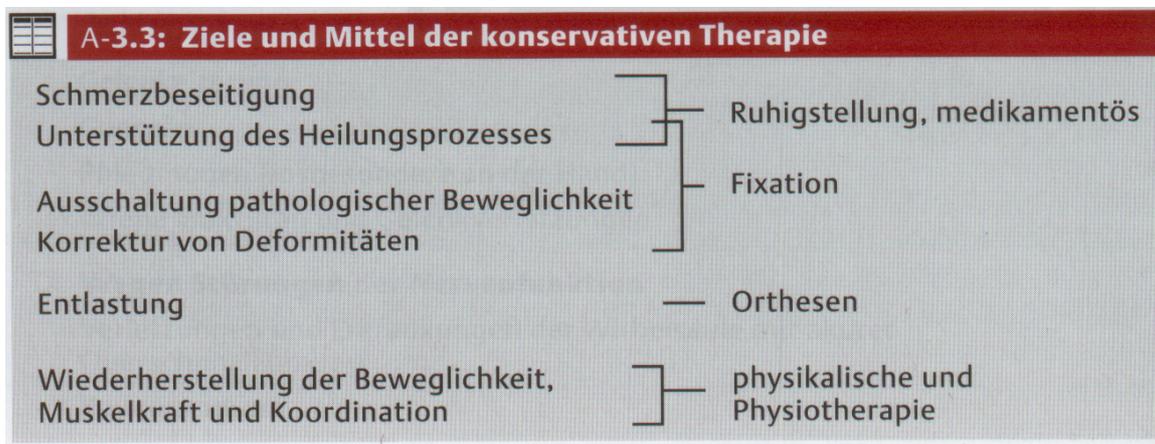


Abbildung 4: Ziele und Mittel der konservativen Therapie (Niethard/Pfeil 1997)

Eine besondere Rolle nehmen Deformitäten ein, die eine dauernde Funktionsbeeinträchtigung an Gelenken darstellen. Zunächst können sie symptomlos sein, führen aber im weiteren Verlauf zur *frühzeitigen* Arthrose. Diese so ge-

nannten **präarthrotischen Deformitäten** (Niethard/Pfeil 1997) sind meist Ursache der Entstehung von degenerativen Gelenkerkrankungen.

Häufig ist eine **Funktionsverbesserung** erst nach Schmerzbeseitigung zu erreichen. Der Schmerzanalyse und Schmerztherapie kommt im Rahmen der konservativen Behandlung eine besondere Bedeutung zu. Von einer Erläuterung diesbezüglicher Verfahren wird an dieser Stelle abgesehen.

Ein weiterer Eckfeiler in der konservativen Therapie ist die **Immobilisation**. Sie dient sowohl der Beseitigung von Schmerzen als auch der Förderung des Heilungsprozesses von Gewebestrukturen und deren Erholung.

„Eine Ausschaltung der Funktion, d.h. Immobilisation führt daher auf einfache aber schnelle Weise zur Schmerzlinderung oder –beseitigung.“

Die Immobilisation kann zudem auch die **Fixation** beinhalten. Sie kann in Abhängigkeit von Ursache und Lokalisation der Läsion durch Verbände oder Mieder, Gips- oder Korsettanordnungen, Schienenlagerung oder in letzter Konsequenz auch durch Bettruhe erreicht werden.

Bringt die konservative Therapie nicht den gewünschten Erfolg oder sind ihre Mittel erschöpft, bedient man sich oftmals der operativen Versorgung.

In der Mehrzahl der orthopädischen Erkrankungen ist die Operation jedoch der letzte Schritt im Rahmen des Therapieplans. Hierbei sollte der Operateur stets das Verhältnis von zu erwartendem Nutzen durch die Operation und dem vom Patienten zu tragenden Operationsrisiko abwägen.

1.4 Gelenknahe Korrekturosteotomien

Kniegelenknahe Korrekturosteotomien dienen der Achsenkorrektur bei Genu varum, Genu valgum, Genu flexum und Genu recurvatum. Die Osteotomien werden, wenn die Korrekturplanung nach dem CORA- Prinzip⁽⁶⁰⁾ es zulässt, wegen der guten Knochenheilungspotenz im metaphysären Bereich durchge-

führt. Die Stabilisierung erfolgt meist durch Osteosynthese. Operationsziel ist neben der Achsenkorrektur immer auch die Möglichkeit der frühfunktionellen Nachbehandlung.

Zur Operationsplanung sind lange Röntgenaufnahmen der Beine unter Belastung notwendig, eine Achsenstandaufnahme und Bilder der zu behandelnden Extremität in zwei Ebenen. Zur korrekten Planung der notwendigen Korrektur wird eine Operationszeichnung angefertigt, aus der die Größe des Korrekturwinkels sowie Art und die bestmögliche Platzierung des Osteosynthesematerials zu entnehmen sind. Die Traglinie (Mikulicz-Linie) sollte nach erfolgter Korrektur das laterale Tibiaplateau nahe der Eminentia intercondylaris treffen. Die Osteotomie liegt in der Metaphyse des deformierten Knochens. Anhand der Ganzbeinstandaufnahmen wird das CORA (Centre of rotation and angulation) errechnet und damit die Höhe und Lokalisation der Korrektur festgelegt.

Die Indikation zur Korrekturosteotomie ist in der Regel dann gegeben, wenn durch kniegelenknahe Fehlstellung schmerzhafte Funktionsstörungen verursacht werden oder zu befürchten sind, und wenn ein Fehlstellungswinkel von mehr als 10 Grad vorliegt. Beim Genu valgum oder varum ist es die asymmetrische Gonarthrose des älteren Menschen, die die Belastungsänderungen im Kniegelenk und damit die Korrekturosteotomie indiziert. Mehr als 10 bis 15 Grad Überstreckung oder Streckdefizit lassen Überlegungen zur Beuge- bzw. Streckosteotomie zu.

1.4.1 Komplikationen

Neben generellen Komplikationen wie Gefäß-/Nervenläsionen, Infekten, Thrombosen, Nachblutungen, Wundheilungsstörungen sind für die gelenknahe Korrekturosteotomien Pseudarthrose, Beibehalten der Beschwerden und Kniegelenksteife zu nennen.

1.4.2 Nachbehandlung

Die frühfunktionelle Nachbehandlung beinhaltet eine sechswöchige Entlastung und anschließend eine zunehmende Belastung der Osteotomie wieder über den Zeitraum von sechs Wochen bis zum vollständigen Durchbau. ⁽⁵⁾

1.5 Technik gelenknaher Korrekturosteotomien

1.5.1 Die Osteotomieformen

Folgende Osteotomieformen werden unterschieden: Opening-wedge-Osteotomie ^(10;12;15;17;32;34;51;52;56;75), Closing-wedge-Osteotomie ^(45;46;49;70) und Focal-dome-Osteotomie.

Bei der Opening-wedge-Osteotomie entsteht durch ein additives, aufklappendes Verfahren ein knöcherner Substanzdefekt zwischen den Knochenenden. Je nach Größe des Knochendefekts sowie der Präferenz des Operateurs kann der Defekt mit Knochenmaterial aufgefüllt werden.

Die von Jackson ⁽³⁶⁾ und von Coventry ⁽⁹⁾ beschriebene Closing-wedge-Osteotomie erzeugt eine große Knochenkontaktfläche, kann jedoch je nach Ausmaß der Deformität und der Korrektur mit einer Beinverkürzung verbunden sein. Durch die Resektion eines Knochenkeils kann an der trompetenförmigen proximalen Tibia ein signifikanter Knochenvorsprung (Offset) entstehen, so dass ein Einstauchen der harten diaphysären Kortikalis des distalen Fragments in den weichen metaphysären Knochen und ein sekundärer Korrekturverlust möglich sind ⁽³⁾. Müller et al. ⁽⁵³⁾ empfehlen daher einen schrägen Osteotomieverlauf. Prinzipiell sind die Korrekturmöglichkeiten einer konventionellen interligamentären Osteotomie begrenzt ⁽⁵⁴⁾.

Bei der Focal-dome-Osteotomie wird ein bogenförmiger Schnitt, meist durch multiple Bohrloch-Osteoklasie-Technik dergestalt vorgenommen, dass anschließend um die bogenförmige Achse gedreht werden kann, und die Korrektur am Knochen beliebig eingerichtet werden kann. Der Vorteil des Verfahrens

ist, dass kein Beinlängenunterschied entsteht und dass die knöchernen Kontaktflächen relativ groß sind.

Interligamentäre Closing-wedge-Osteotomien können die Gelenkstabilität verringern (⁶¹). Bei neutralen Keilosteotomien wird auf einer Seite ein Knochenkeil entfernt und auf der gegenüberliegenden Seite implantiert (⁶). Die sog. „Scheibenwischertechnik“ erlaubt nach Schrägosteotomie in der Frontalebene eine graduelle, knochenverlustfreie Korrektur (³⁹).

Osteotomietechnik	Korrekturmöglichkeiten	Implantate
Lineare Osteotomie	1.Torsion und/oder 2.Länge(Verkürzung, Verlängerung) 3.Torsion (<30°)+Achse (<20°)	<i>Femur/Tibia</i> Marknagel Kompressionsmarknagel Plattenosteosynthese
Keilosteotomie	1.Achse+Verkürzung (5–10 mm) („closed wedge“) 2.Achse+Verlängerung (5–10 mm) („open wedge“) 3.Achse+Länge+Torsion (<15°)	<i>Femur:</i> 95° Kondylenplatte, 90° Osteotomieplatte <i>Tibia:</i> DC-Platte, L- oder T-Abstützplatte
Pendelosteotomie (V-oder bogenförmig)	Achse ohne Längenänderung	<i>Femur:</i> retrograder Marknagel, 95° Kondylenplatte <i>Tibia:</i> DC-Platte
Treppenosteotomie	Länge <3,5 cm, Torsion <20°	<i>Femur:</i> 9-Loch 95° Kondylenplatte

Tabelle 1 Osteotomieformen und mögliche Korrekturen an der unteren Extremität

Jede Korrekturosteotomie (Tab. 1) muss auf der Grundlage der klinischen, radiologischen oder computertomographischen Befunde vom Operateur sorgfältig geplant werden, denn eine Korrektur ohne Planung ist eine planlose Korrektur. Bei der Korrekturplanung werden Umrisszeichnungen auf Pergamentpausen angefertigt und das Zentrum der Deformität analysiert. Wichtig ist, dass immer das ganze Bein analysiert wird. Anschließend wird die geplante Osteotomie eingezeichnet und das Korrekturergebnis nach Durchtrennen des Pergament-

papiers simuliert. Sehr wichtig und intraoperativ sehr hilfreich ist außerdem das Einzeichnen der Lage des gewählten Implantates. Prinzipiell gilt, dass am Ort der Deformität (CORA: Center of Rotation and Angulation) osteotomiert werden sollte. Verläuft die Osteotomie durch das CORA, so kann die mechanische Achse wiederhergestellt werden. Kann aus Gründen der Knochenqualität oder der Weichteile, z.B. nach einem Infekt, nicht am Ort der Fehlstellung osteotomiert werden, entsteht eine anatomische Deformität bei korrekter mechanischer Achse.

Um Torsionsstabilität zu erreichen, sollten Marknägel verwendet werden, mit denen eine interfragmentäre Kompression durchgeführt werden kann. Sind diese nicht verfügbar, muss die Torsionsstabilität durch eine zusätzliche Plattenosteosynthese erreicht werden (⁷¹).

Verläuft eine lineare Querosteotomie nicht senkrecht zur Schaftachse, kommt es bei der Torsionsänderung automatisch zu sekundären Achsdeformitäten. Diese Tatsache wird bei der sog. „L’ostéotomie plane oblique“, die vor 50 Jahren erstmals von Merle d’Aubigné et al. entwickelt und zuletzt von Gürke et al. mit klinischen Beispielen publiziert wurde, voll berücksichtigt (²⁸). Mit dieser planarisch und technisch sehr anspruchsvollen Methode ist es möglich, innerhalb gewisser Grenzen die Achse und Torsion durch eine einzige, schräg verlaufende lineare Osteotomie zu korrigieren. Nach einer Querosteotomie kann außerdem über einen liegenden Marknagel mit einem Fixateur externe eine Kallusdistraction zur Verlängerung des Knochens durchgeführt werden (³⁸).

1.5.2 Femorale, varisierende Korrekturosteotomie

Ein Prinzip der femoralen, varisierenden Korrekturosteotomie ist es, durch suprakondyläre, mediale (varisierende) Entnahme eines Knochenkeils bei medialer Basis eine Korrektur der Fehlstellung zu erzielen. Wichtig dabei ist, dass bei Keilexzision die laterale Kortikalis mit der oszillierenden Säge nicht durchtrennt wird. Bei Anbringen einer selbstverspannenden Plattenosteosynthese ziehen sich die Osteotomiefragmente aufeinander.

1.5.3 Femorale, valgisierende Korrekturosteotomie

Prinzip ist eine suprakondylär valgisierende Osteotomie unter Entnahme eines Knochenkeils mit lateraler Basis mit anschließendem Anbringen einer Kompressionsosteosynthese von lateral mittels einer Kondylenplatte.

1.5.4 Femorale, extendierende Korrekturosteotomie

Ziel der femoral extendierenden Korrekturosteotomie ist es, einen Ausgleich einer Antekurvationsfehlstellung des Femurs bzw. eines ankylosierten Kniegelenkes oder einer Kniebeugekontraktur zu schaffen. Hierbei wird bei lateralem Zugang zum Oberschenkel eine Keilexzision mit streckseitiger Basis durchgeführt. Anschließend wird die Osteotomie aufeinander gestellt und mittels Plattenosteosynthese und Einbringen von Kortikalisschrauben unter Druck gesetzt.

1.5.5 Tibiale, valgisierende Korrekturosteotomie

Grund der tibialen, valgisierenden Korrekturosteotomie ist oft ein Genu varum. Hierbei sind verschiedenartige Osteosyntheseverfahren möglich. Man unterscheidet additive und subtraktive Verfahren. Der Unterschied dieser Techniken liegt in ihrer Auswirkung auf die Bandspannung des Kniegelenkes und die Position der Patella.

Das übliche subtraktive Verfahren ist die hohe, quere, interligamentäre Tibiakopfosteotomie nach (°). Meist ist eine zusätzliche Fibulotomie erforderlich.

Prinzip ist eine laterale Knochenkeilentnahme bei erhaltener medialer Kortikalis. Als Osteosynthese finden Knochenklammern nach Coventry oder Drittelrohrplättchen und Kortikalisschrauben im Zugurtungsprinzip nach Weber (5-Loch-Drittelrohrplättchen durch das Tuberculum Gerdy parallel zur Gelenkfläche des Tibiakopfes) Anwendung.

Andere Fixationsmöglichkeiten sind anstelle des Drittelrohrplättchens die Giebel-Platte mit zwei Kortikaliszugschrauben, der Fixateur externe, die Rechtwin-

kelplatte oder medial und lateral angebrachte, entsprechend geschränkte Tibiaplatten.

Die sogenannte *aufklappende Osteotomie*, eine interligamentäre, valgisierende Tibiakopfosteotomie, stellt eine Sonderform dar. Die Indikation dieses additiven Verfahrens stellt sich bei vorwiegend jungen Patienten mit ausgeprägter medialer Bandlaxität bei bestehendem Genu varum und einer eher starken Deformität.

1.5.6 Tibiale, flektierende Korrekturosteotomie

Verwendet wir dieses Korrekturverfahren z.B. bei einem Genu recurvatum, bedingt durch das streckseitige Absinken der tibialen Gelenkfläche. Nach *Lexer* wird bei hoher, querer Tibiakopfosteotomie entweder streckseitig aufgeklappt und mit Beckenkammspänen aufgefüllt oder beugeseitig eingestaucht.

1.6 Fixateurassistierte Nagelung

Gugenheim et al. entwickelten ein Verfahren, das der Idee der „Fixateurassistierten Plattenosteosynthese“ am nächsten kommt. Die so genannte „fixateurassistierte Nagelung (FAN)“ am distalen Femur. Bei dieser Methode wird ein Fixateur externe montiert und anschließend eine perkutane distale femorale „dome Osteotomie“ durchgeführt. Mittels Änderung der Fixateureinstellung wird die Deformität korrigiert und fixiert. Schließlich wird retrograd ein Verriegelungsnagel eingebracht der die korrigierte Stellung der Achse statisch aufrechterhält. Nun wird der Fixateur externe wieder entfernt.

An vierzehn Patienten mit Deformitäten am distalen Femur wurde eine operative Rekonstruktion durchgeführt. Die präoperative Abweichung von der mechanischen Achse lag zwischen 90mm lateral (Genu valgum) und 120mm medial (Genu varum). Der mechanisch laterale distale Femurwinkel (mLDFA) war in allen Fällen abnormal.

In dreizehn Fällen brachte diese Methode eine Verbesserung des Gangbildes. Alle neun Patienten, die präoperativ über Knieschmerzen klagten waren anschließend beschwerdefrei.

Die Studie zeigte, dass sich die Kombination von Fixateur und Nagel gut bei der Korrektur einer Valgus- oder Varusdeformität am Femur eignet. (27)

1.7 Arthrose

1.7.1 Definition

Syn. Arthrosis deformans; degenerative Gelenkerkrankung, die vorwiegend bei einem Missverhältnis zwischen Beanspruchung und Belastbarkeit der einzelnen Gelenkanteile und Gelenkgewebe entsteht (Formfunktionsproblem) (2)

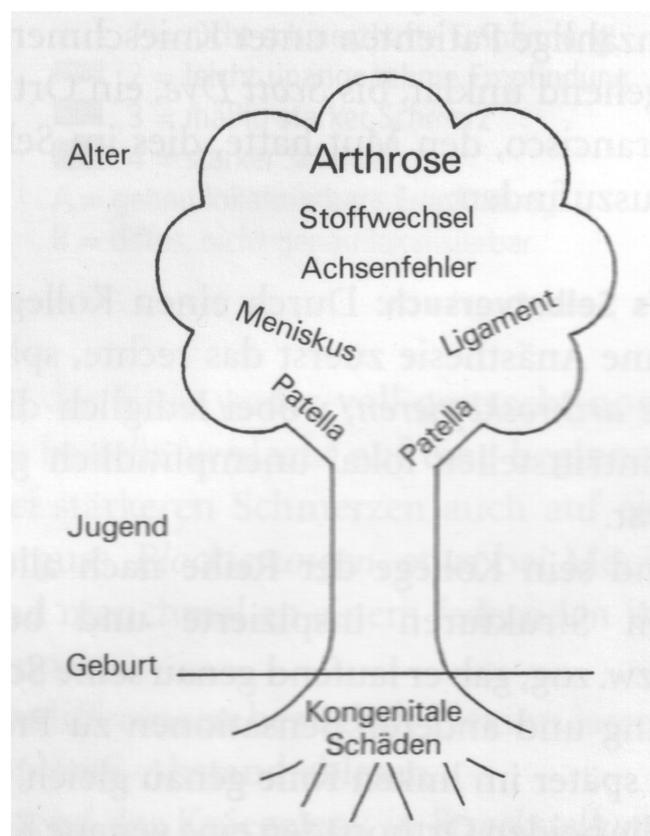


Abbildung 5: Der Arthrosebaum nach Trillat (18)

1.7.2 Degenerative Veränderungen

Trillat (¹⁸) hat die Kniepathologie mit einem Baum verglichen: Sie hat ihre Wurzeln zum Teil in kongenitalen Schäden, die später zu verschiedenen degenerativen Veränderungen und schließlich im Alter allesamt zur Arthrose führen (Abbildung 5).

Im Wesentlichen werden Gelenkerkrankungen durch eine primäre Knorpel-schädigung hervorgerufen. Man bezeichnet sie als Arthrosen oder degenerativ rheumatische Erkrankungen.

Faktoren für Gelenkknorpelschäden sind

- Störung des Knorpelstoffwechsels (primäre Arthrosen)
- Ablagerungen chondroplasmatischer Metabolite im Rahmen einer allgemeinen Stoffwechselerkrankung (metabolische Arthrosen)
- Durch mechanische Überlastung bzw. Fehlbelastung (sekundäre Arthrosen)

Somit sind Arthrosen keine schicksalhaft, unabänderlichen Gelenkveränderungen, sondern Krankheiten, bei denen die kurative Medizin von einer präventiven Medizin abgelöst werden soll.

Nach *Ursus-Nikolaus Riede, Hans-Eckart Schaefer, Herbert Wehner* ist die Arthrose ein morphologisches Reaktionsmuster auf eine Gelenkknorpelschädigung, dem folgendes Prinzip zugrunde liegt:

Der Gelenkknorpel ist ein druckexponiertes Gewebe. Um einen möglichst gleichmäßigen auf das Knorpelgewebe einwirkenden Gelenkdruck zu erreichen, sind die artikulierenden Gelenkpartner normalerweise leicht inkongruent und mit einem viskoelastischen Hyalinknorpel überzogen. Die physiologische Druckbelastung dient dem Chondrozyten als Anreiz für eine gesteigerte Grundumsatzsynthese. Unter dem Einfluss des stetig wachsenden Körpergewichtes im Kindesalter hypertrophiert der Knorpel und umgibt sich mit einer breiten

Grundsubstanzkapsel. Die Folge ist eine erschwerte Diffusionsernährung des gefäßlosen Gelenkknorpels, so dass das physiologische Knorpelwachstum bereits die Knorpeldegeneration einleitet. Altersbedingt wird das Gleichgewicht zwischen Wachstum und Degeneration immer labiler, was eine Abnahme der Zellzahl im Knorpelgewebe zur Folge hat. Die Belastungstoleranzgrenze des Gelenkknorpels nimmt ab. Die verbleibenden überlasteten Knorpelzellen versuchen sich der neuen Situation anzupassen und produzieren anstatt elastischem Typ II Kollagen, reißfestes Typ I Kollagen und weniger Proteoglykane. Durch den Umbau in Faserknorpel geht die Viskoelastizität im Gewebe verloren und zusätzlich auftretende Scherkräfte schädigen die übrigen Knorpelzellen. Die dadurch induzierte Ausschüttung von Entzündungsmediatoren führt zu weiterer Knorpeldestruktion mit begleitender chronischer Synovialitis.

Morphologisch unterscheiden sich primäre nicht von den sekundären Arthrosen.

Im Mittelpunkt aller Gelenkerkrankungen steht die Knorpeldestruktion. Zur primär mechanischen Schädigung kommt es nach Traumen, bei akuten und chronischen Überlastungen des Gewebes in Folge angeborener und erworbener Deformitäten (präarthrotische Deformitäten). Am Anfang des Schadens steht die Vertiefung der Risse mit Verlust der Matrix. Damit geht die Elastizität des Knorpelgewebes verloren. Es kommt zu weiterem Knorpelverlust bis zur vollständigen Freilegung des Knochens (Knochenglatze).

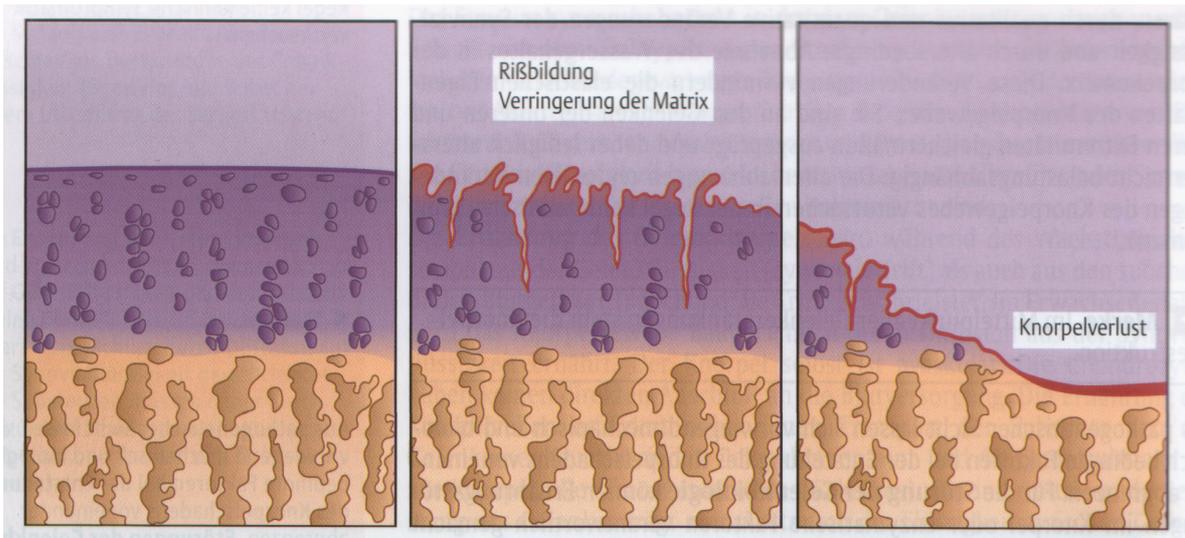


Abbildung 6: Histologisches Schaubild zur Entstehung einer Arthrose⁽¹⁾

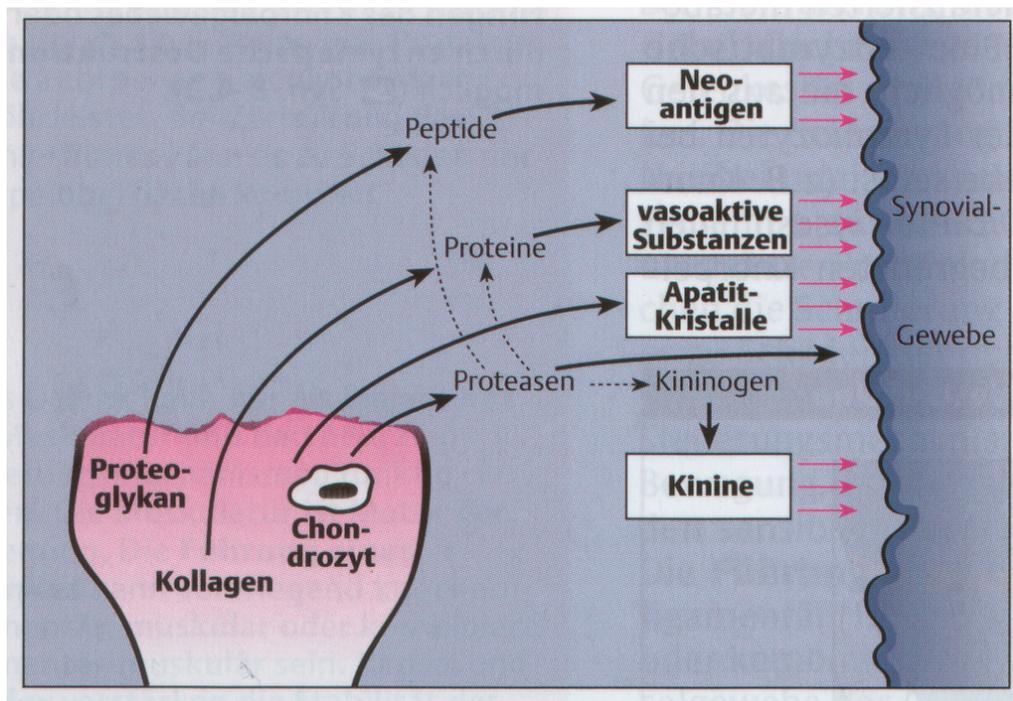


Abbildung 7: Enzymatische Reaktionen bei einer Arthrose ⁽²⁴⁾

Bei der Zerstörung von Knorpelgewebe kommt es immer zur Freisetzung von Enzymen (vasoaktive Substanzen und Kinine), die sekundär eine Synovialitis induzieren ⁽²⁴⁾.

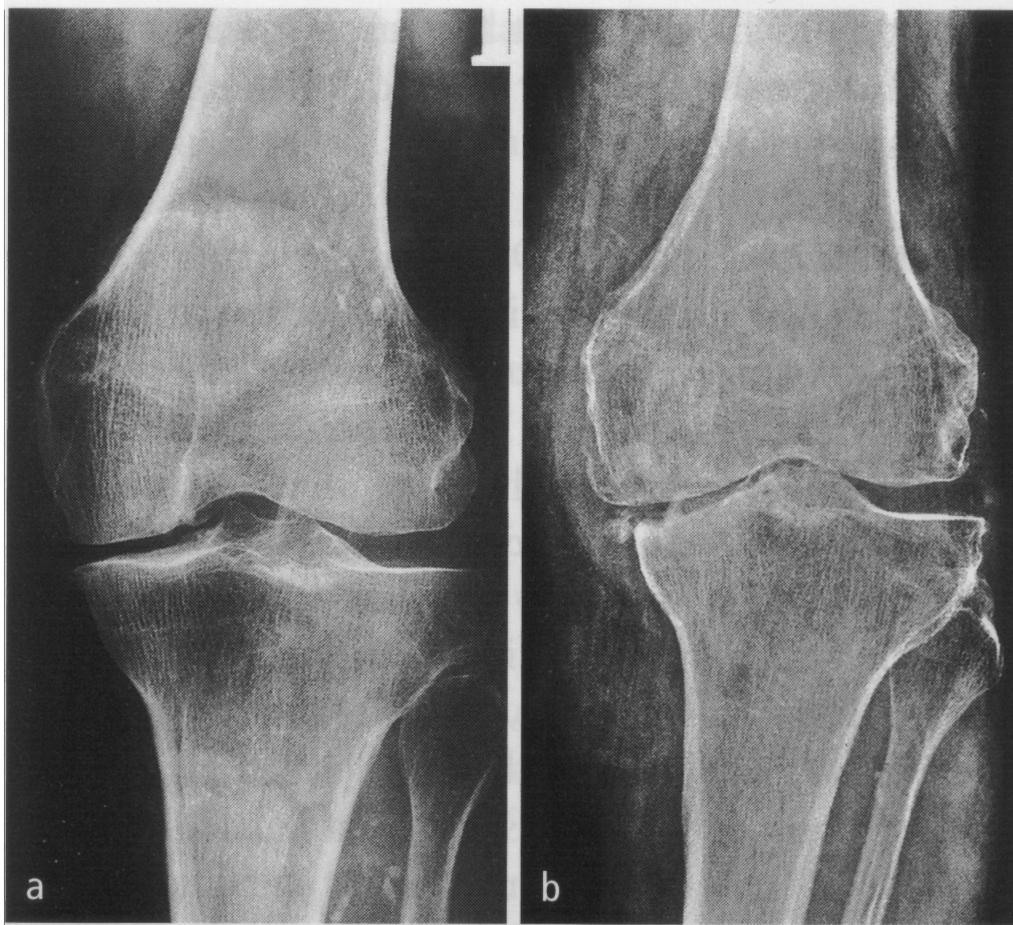


Abbildung 8: Gonarthrose mit sekundärer Synovialitis⁽¹⁸⁾

1.8 Präoperative Planung zur Deformitätenkorrektur

Achsenfehler, Rotationsfehler sowie partiell auch Translationen können nach Korrekturosteotomie mit interner Osteosynthese fixiert werden. Die bei Deformitäten fast immer gleichzeitig vorhandenen Verkürzungen sind erst durch die modernen distrahierenden Methoden korrigierbar. Hierbei wird mit einer einzigen Behandlung die Korrektur aller Komponenten der Deformität angestrebt.

1.8.1 Normwerte

Bei Deformität nur einer Extremität wird die kontralaterale Seite als Referenz herangezogen. Handelt es sich um eine beidseitige Deformität, muss eine „normale Extremität“ als Referenz herangezogen werden. Die Festlegung der Norm an den Extremitäten ist insofern problematisch, da sich während des Wachstums die Beinachse verändert und zwischen den einzelnen Individuen Unterschiede auch im Erwachsenenalter bestehen.

Für die Vermessung der Beinachse in der Frontalebene (Kniescheiben exakt nach vorne gerichtet) stehen zwei Messmethoden zur Verfügung.

1.8.2 Mechanische Beinachse

Die Linie vom Zentrum des Hüftkopfes durch die Mitte des oberen Sprunggelenkes charakterisiert die mechanische Beinachse. Diese Linie ist weitgehend mit der sog. Mikulicz-Linie (Verbindung der Mitte des Lig. inguinale mit der Mitte des oberen Sprunggelenkes) identisch. Beim „normalen“ Bein kreuzt die Linie das Kniegelenk mittig, beim X-Bein liegt die Linie lateral, beim O-Bein medial der Kniegelenkmitte. Wichtig für die Planung von Deformitätenkorrekturen ist die Tatsache, dass beim ungeschädigten Hüftgelenk die Verbindungslinie zwischen Hüftkopfbereich und Spitze des Trochanter major einen 90° -Winkel mit der mechanischen Achse des Beins ergibt. Die Verbindungslinie der Femurkondylen bildet lateralseitig einen Winkel von 87° , das Tibiaplateau medialeseitig einen Winkel von 87° mit der mechanischen Achse. Die distale Gelenkfläche der Tibia steht im 90° -Winkel zu mechanischen Achse (siehe Abb. 9-10).

1.8.3 Anatomische Beinachse

Die anatomische Femurachse zeichnet mit der Verbindungslinie der Femurkondylen lateralseitig einen Winkel von 81° , die anatomische Tibiaachse fällt beim „normalen“ Bein mit der mechanischen Achse zusammen und bildet somit einen

Winkel von medialseitig 87° zum Tibiaplateau. Folglich entsteht beim gesunden Bein zwischen der anatomischen Achse des Femurschaftes und des Tibiaschaftes lateralseitig ein Winkel von 174° (siehe Abb. 9-10).

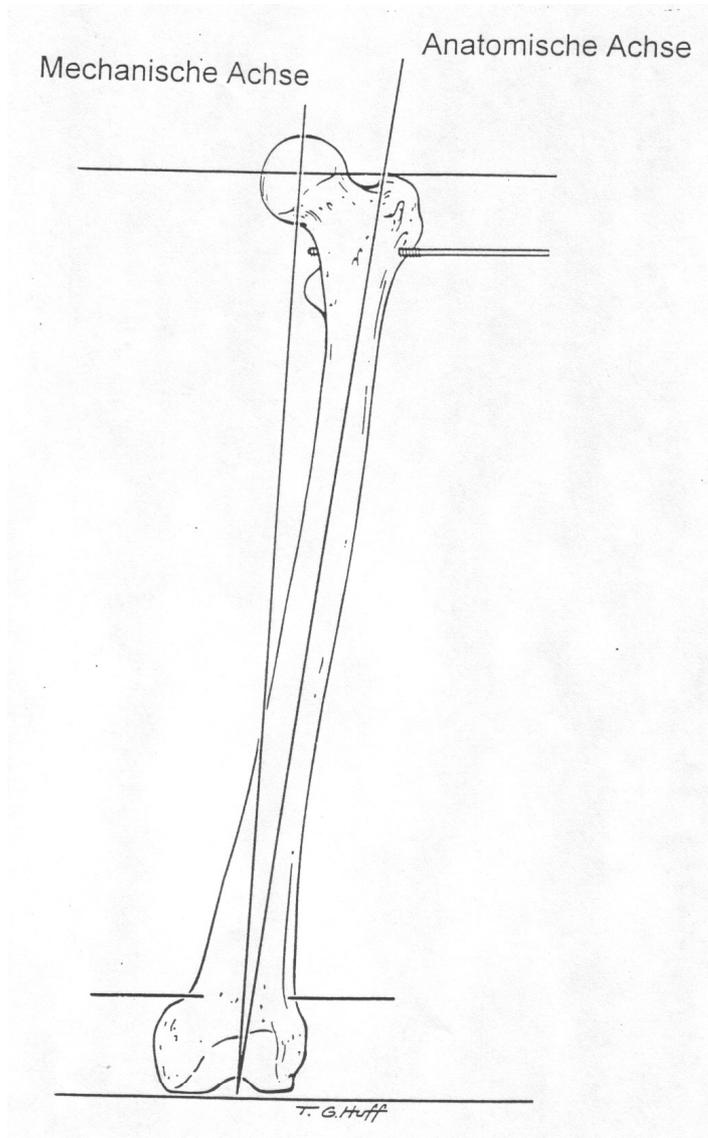


Abbildung 9: Mechanische und anatomische Achse (Payley 2001)

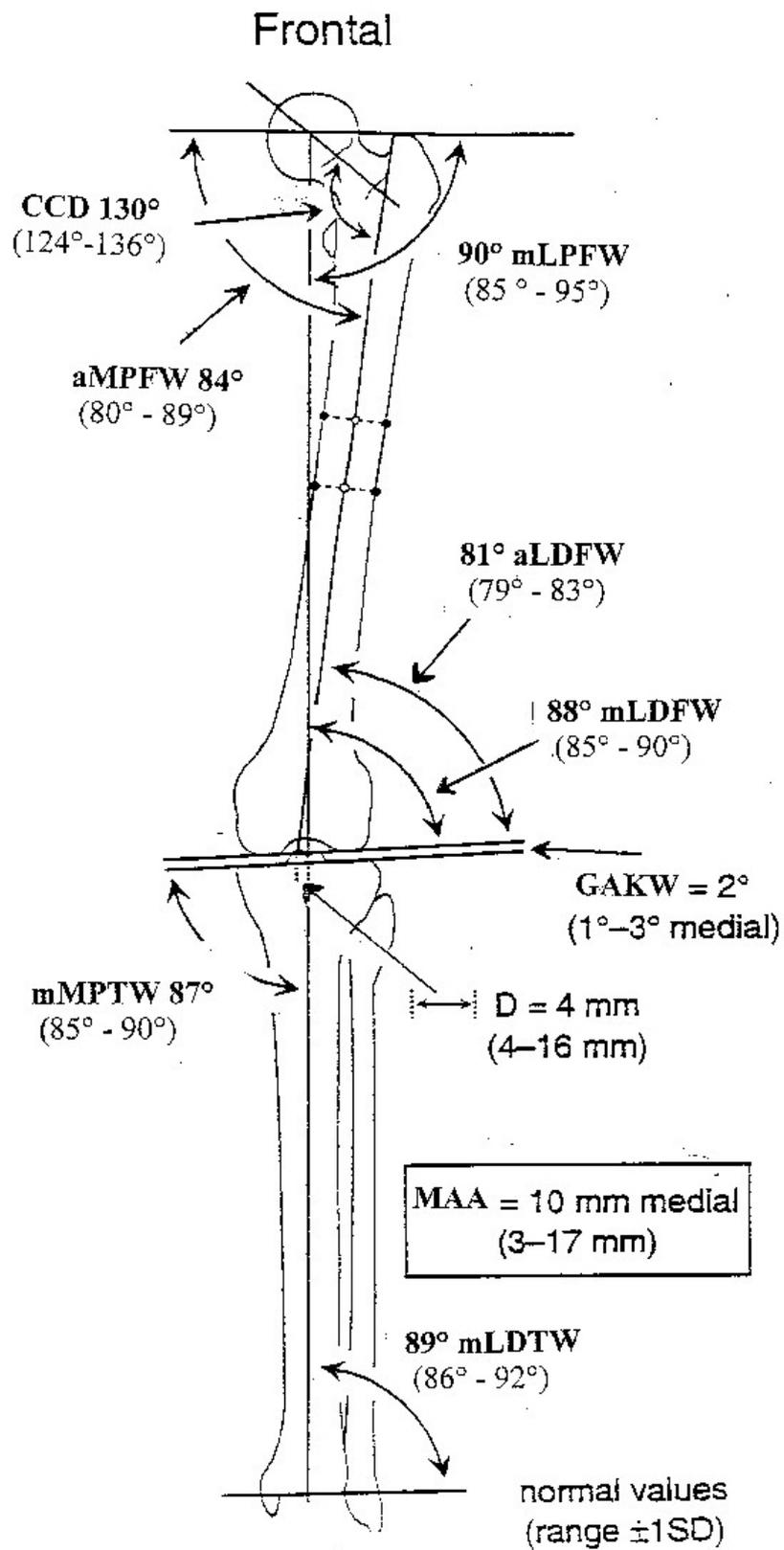


Abbildung 10: Physiologische Achsen und Winkel der unteren Extremität, frontal (Payley 2001)

Sagittal

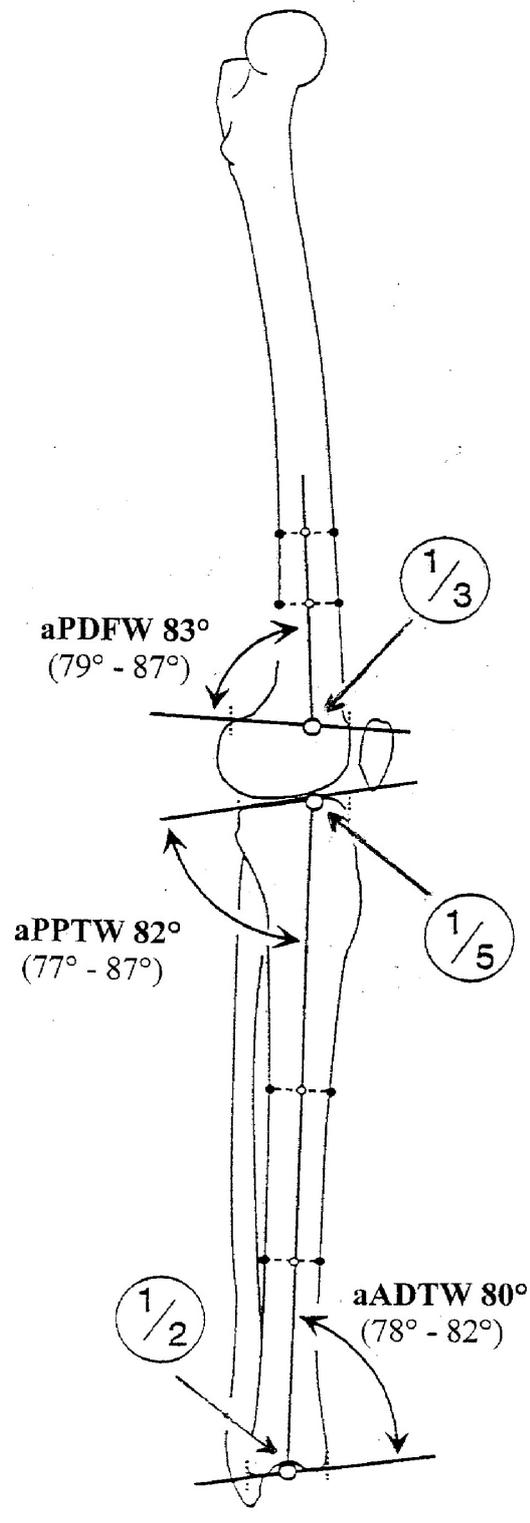


Abbildung 11: Physiologische Achsen und Winkel der unteren Extremität, sagittal (Paley 2001)

Fachausdrücke

CCD =	Collum	Caput	Diaphyse	Winkel	
aMPFW =	anatomischer	Medialer	Proximaler	Femur	Winkel
mLPFW =	mechanischer	Lateraler	Proximaler	Femur	Winkel
aLDFW =	anatomischer	Lateraler	Distaler	Femur	Winkel
aPDFW =	anatomischer	Posteriorer	Distaler	Femur	Winkel
mMPTW =	mechanischer	Medialer	Proximaler	Tibia	Winkel
aPPTW =	anatomischer	Posteriorer	Proximaler	Tibia	Winkel
aADTW =	anatomischer	Anteriorer	Distaler	Tibia	Winkel
mLDTW =	mechanischer	Lateraler	Distaler	Tibia	Winkel
D =	Distanz				
GAKW =	Gelenk	Achsen	Konvergenz	Winkel	
MAA =	mechanisch	anatomische	Achsabweichung		

Abbildung 12: Fachausdrücke der Deformitätenanalyse

Die bei der Deformitätenanalyse angewandten Fachausdrücke sind in Abb. 12 ersichtlich.

1.9 Fehlstellungsanalyse und Ermittlung von CORA

1.9.1 Ermittlung von CORA

Wichtig für die Beurteilung einer präarthrotischen Beinachsendiformität sind zwei Parameter. Man betrachtet zum einen die Ausrichtung der mechanischen Achse insbesondere auf das Kniegelenk. Diese bestimmt, ob dort eine vermehrte Varus- oder Valgusbelastung erfolgt. Zum anderen orientiert man sich an den übrigen achsengeführten Gelenken im Raum. Hüft-, Knie- oder Sprunggelenkschrägstellungen bedingen pathogenetisch bedeutsame Scherbelastungen.

Eine hervorragende Synopse stellt hier die Ermittlung der CORA (Center of Rotation of Angulation) nach Paley und Herzenberg dar (⁵⁹), da sie den geometrischen Drehpunkt der Fehlstellung darstellt und jede Korrektur oder Osteotomie unter Berücksichtigung auf diese geometrischen Gesetzmäßigkeiten geschehen muss.

Dabei wird jeweils proximal und distal einer Krümmung die mechanische oder anatomische Achse nach definierten Kriterien festgelegt und der Schnittpunkt der Achsen als Drehzentrum der Deformität bestimmt. Hierfür sind für das proximale Femur, das distale Femur, die proximale Tibia und die distale Tibia jeweils anatomische und mechanische Gelenkwinkel sowie eine Standardnorm definiert worden. Somit kann man exakt den erwünschten Normwinkel entweder in mechanischer oder anatomischer Form anlegen und die Abweichung von der Norm ermitteln. Am Femur muss der anatomische und mechanische Winkel voneinander unterschieden werden, an der Tibia verhalten sich beide Winkel gleich, da die anatomische und die mechanische Achse parallel verlaufen.

Wird die Osteotomie außerhalb der CORA angelegt, resultieren anatomisch Translationsbewegungen und damit sekundäre anatomische Deformitäten, die aber keinen Einfluß auf die mechanische Achse haben. Legt man die Korrek-

turachse außerhalb des CORA, entstehen sekundäre mechanische Deformitäten, so dass die Korrektur nicht vollständig erfolgt.

Eine exakte Analyse der Fehlstellung und eine sorgfältige Planung sind die Voraussetzung für erfolgreiche Korrekturen.

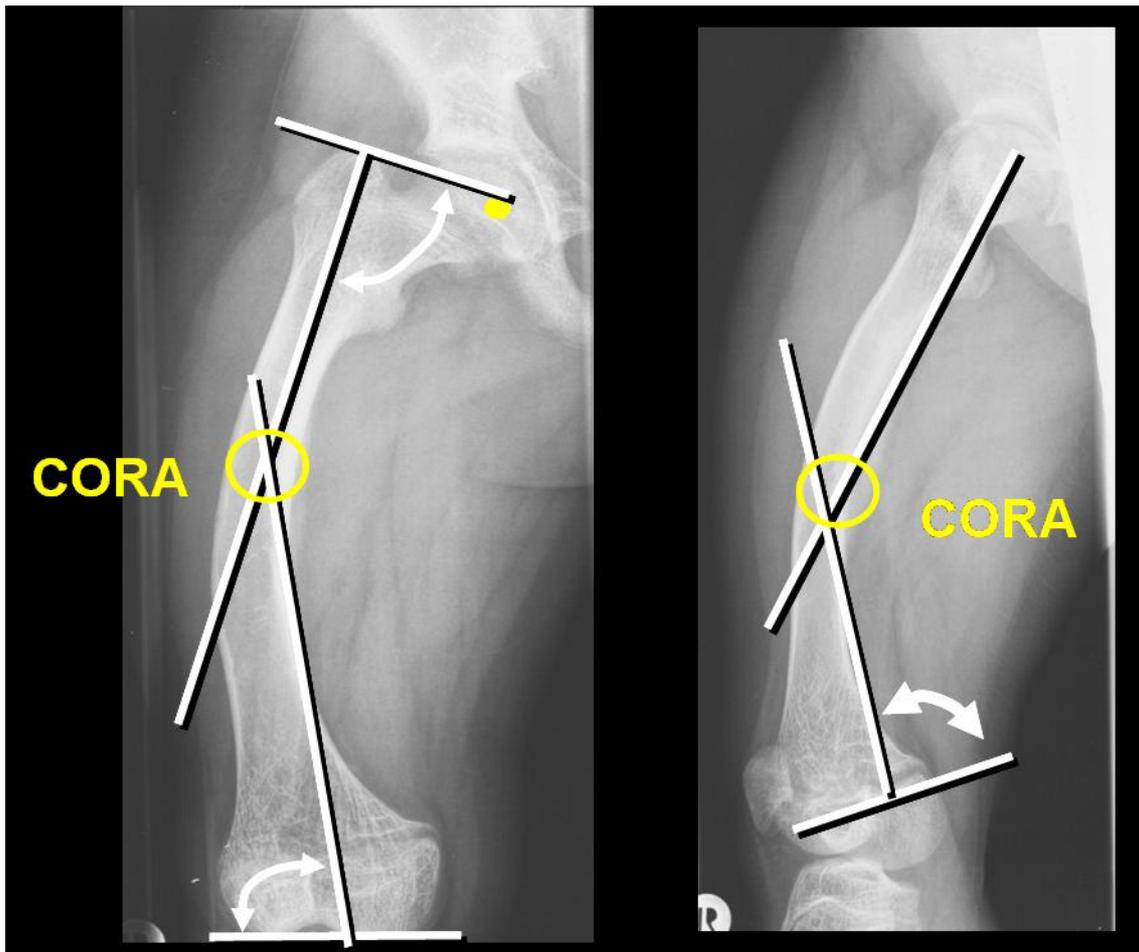


Abbildung 13: Ermittlung des Center of rotation and angulation (CORA) am Beispiel eines Femurs

1.9.2 Klinische Untersuchung

Die **klinische Untersuchung** erfolgt zunächst im Gehen, dann im Stand und zuletzt im Liegen. Bei gehender und stehender Funktion erhält der Untersucher einen Eindruck vom Bewegungsablauf und von der funktionellen Ausprägung

der Deformität, die sich unter Umständen unter Gewichtsbelastung beim Stehen oder Gehen noch verstärkt. Im Liegen werden die Achsen zwischen Ober- und Unterschenkel sowohl in der Frontal- als auch in der Sagittalebene bestimmt. Bei der Beurteilung der Achsen in der Frontalebene ist darauf zu achten, dass die Patella genau nach vorne zeigt, um eventuell zusätzlich vorhandene Torsionsfehler separat beurteilen zu können. Es wird die Distanz zwischen den Kondylen (Interkondylenabstand) beim Genu varum bzw. zwischen den Malleolen (Intermalleolenabstand) beim Genu valgum als klinischer Parameter bestimmt. Von der Seite erfolgt die Beurteilung der Beinachse in der Sagittalebene. Die Torsion wird unter Ausnutzung der Beweglichkeit der Hüfte in Innenrotation und Außenrotation gemessen.

Beim **Gehen** ist auf die Stellung der Patella (zeigt sie nach vorne oder nach medial bzw. lateral) sowie auf die Stellung des Fußes in Relation zur Laufrichtung zu achten (foot progression). Der Fußöffnungswinkel beträgt normalerweise 10 – 15 °.

Anschließend erfolgt die **Untersuchung im Liegen**. Zur Abklärung von Torsionsfehlern müssen die Rotationsverhältnisse in allen 3 Abschnitten (Hüfte, Unterschenkel, Fuß) untersucht werden, denn es kann z.B. auch ein Pes adductus Ursache für einen Innenrotationsgang sein.

Die **Torsion des Femurs** sollte bei extendiertem Gelenk überprüft werden, d.h. am besten in Bauchlage bei rechtwinklig gebeugten Kniegelenken; so kann der mittlere Bewegungsumfang, der beim Gehen genutzt werden kann, beurteilt werden. Diejenige Rotationsstellung, bei der der Trochanter major am weitesten lateral zu palpieren ist, entspricht der Antetorsion.

Die **Untersuchung des Kniegelenks** gibt Hinweise auf Bandinstabilitäten sowie Bewegungseinschränkungen bzw. auf eine Überstreckbarkeit. Die Messung des Abstands der Ferse von der Untersuchungsfläche bei maximaler Extension ist ein Maß für die Rekurvierbarkeit (Überstreckung) im Kniegelenk.

Die **Torsion des Unterschenkels** wird in Bauchlage beurteilt: bei 90° flektiertem Kniegelenk wird die Malleolenachse in Relation zur Knieachse beurteilt bzw. die Fußachse in Relation zur Oberschenkelachse. In Bauchlage wird auch

die Stellung des Fußes bei 90° flektiertem Kniegelenk und Neutralstellung im oberen Sprunggelenk beurteilt; dabei wird eine vermehrte Adduktions- oder Abduktionsstellung diagnostiziert.

1.10 Indikation zur Deformitätenkorrektur

Die operative Korrektur bei Asymmetrien der unteren Extremitäten ist sehr komplex. Die Kenntnis der methodenabhängigen Normwerte, ihrer physiologischen Schwankungen und der intraindividuellen Differenzen sind Grundvoraussetzung. Bei der posttraumatischen Deformität kann man sich an der gesunden Gegenseite orientieren. Ab der dreifachen intraindividuellen Standardabweichung besteht in der Regel die Indikation zur Operation.

Die Indikationsstellung darf sich aber nicht nur auf einzelne Messwerte stützen, die Beschwerden und Bedürfnisse des Patienten sowie die Kompensationsmöglichkeiten müssen ebenfalls berücksichtigt werden. Aus der Vielzahl der möglichen Operationstechniken muss die für den Patienten geeignete gewählt werden. Vor allem bei kniegelenksnahen Umstellungsosteotomien zur Behandlung der medialen Gonarthrose sollte der Patient realistisch über die Erfolgsaussichten und endoprothetische Alternativen aufgeklärt werden. Bei Kindern zwischen 10 und 14 Jahren ist heute z. B. die perkutane Epiphysiodese eine zuverlässige minimal invasive Methode zur Korrektur von Längen- und Achsdeformitäten im Bereich der unteren Extremität.

Korrekturen einer Deformität können also sowohl an Erwachsenen als auch an Kindern durchgeführt werden.

Die noch weit verbreitete Meinung, dass Achsen- und Längenkorrekturen bei Kindern und Jugendlichen erst nach Wachstumsabschluss durchgeführt werden sollten, hat sich in den letzten Jahren relativiert. Mit der Entwicklung der 2.5D-Sonographie kann die individuelle Wachstumsdynamik bezüglich der Längen, Torsionen und Beinachsen ohne Strahlenbelastung sehr genau evaluiert werden (³⁷). Auf diesen Daten aufbauend, kann das Restwachstum – in Abhängigkeit vom Skeletalter – zuverlässig aus der Anderson-Tabelle bestimmt werden.

Aus den Diagrammen kann dann der Zeitpunkt der definitiven Epiphysiodese in Abhängigkeit von der bei Wachstumsende zu erwartenden Beinlängendifferenz direkt abgelesen werden ⁽⁴⁾. Eine Voraussetzung zur sicheren Erfassung der Wachstumsdynamik ist jedoch die Bestimmung der Beingeometrie über einen Zeitraum von ca. 2 Jahren. Der optimale Operationszeitpunkt ist gegeben, wenn das Restwachstum der zu operierenden Epiphysenfuge dem zum Wachstumsende erwarteten Beinlängenunterschied entspricht ⁽³⁸⁾.

Fehlstellung		Richtgrößen
Achse	frontal	5 – 10°
	sagittal	10 – 20°
	longitudinal	Gelenksituation ?
Länge		2 cm
Torsion		15°

Tabelle 2: Indikation zur Deformitätenkorrektur ⁽⁵⁸⁾

Bei der Indikation zur Korrekturosteotomie müssen verschiedene Gesichtspunkte berücksichtigt werden:

1. Wie wirkt sich die veränderte Beingeometrie auf die Belastung der angrenzenden Gelenke aus?
2. Gibt es Kompensationsmöglichkeiten?
3. Wie ist der morphologische Zustand des Knorpels und des Knochens?
4. Wie sind die Beschwerden des Patienten?
5. Wie sind die kosmetischen Auswirkungen der Korrekturosteotomie?

Grundlage der Entscheidung sollte immer die Analyse der Beingeometrie mit Orientierung an den Normwerten sein. Dabei ist entscheidend, dass bei der Indikationsstellung das gesamte Bein und nicht nur einzelne Segmente berücksichtigt werden. Zum Beispiel wird eine relative Außentorsionsabweichung von

20° im Bereich der Oberschenkel durch eine relative Innentorsion im Bereich der Unterschenkel auf derselben Seite kompensiert werden, solange die noch physiologische intraindividuelle Beintorsionsdifferenz von 18° nicht überschritten wird. Hilfreich ist in diesem Falle die eingangs erläuterte klinische Untersuchung mit Überprüfung des rotatorischen Nulldurchgangs. Ist dieser nicht mehr möglich, ist die Operation indiziert. Andererseits können eine grenzwertig physiologische, posttraumatische Oberschenkellängendifferenz von 10mm und eine kongenitale ebenso grenzwertig physiologische Verkürzung der Unterschenkel von 10 mm zu einer behandlungsbedürftigen intraindividuellen Beinlängendifferenz von 20 mm führen.

Jede Änderung der Beingeometrie geht mit einer veränderten Belastung des Hüft-, Knie- und Sprunggelenkes einher. Aber nicht jede Veränderung ist mit einem erhöhten Gelenkverschleiß gleichzusetzen. So konnte in einer von Wedge et al. durchgeführten anatomischen Studie keine Korrelation zwischen der Antetorsion und der Coxarthrose nachgewiesen werden (⁷³). Inwiefern sich aber pathologische Torsionsdifferenzen auf das Knie- und Sprunggelenk auswirken, ist bisher noch nicht wissenschaftlich belegt. Indikationen zur Korrekturosteotomie in der Frontalebene werden in der Literatur ab 5° Varus und 10° Valgus im Bereich des Oberschenkelschaftes, ab 10° Varus und 5° Valgus kniegelenksnah und ab 10° Varus und 15° Valgus im Bereich des Unterschenkelschaftes angegeben (Proske, Pommer, David 2002), (Holz, Wentzensen, Heppert 2002). Entscheidend für die Belastung des Kniegelenkes sind jedoch der Winkel der mechanischen Achse und die Neigung der Kniegelenksbasis (mLDFW, MPTW; s. Abb. 1). Bei einer physiologischen mechanischen Achse von 179° (1° Varus) wird nach Berechnungen von Hsu et al. das mediale Kniegelenkskompartiment zu 73%, das laterale lediglich zu 27% belastet (³¹). Bei einer physiologischen intraindividuellen Differenz der mechanischen Achse von 2° schwankt die Druckbelastung im medialen Kompartiment folglich zwischen 65% und 83% und korrespondierend im lateralen zwischen 17% und 35%. Hingegen wird bei einer Varusabweichung der mechanischen Achse von 6° entsprechend einem Winkel von 173° das mediale Kompartiment zu 100% belastet, das laterale Kompartiment dagegen vollständig entlastet, während bei einer Valgusabwei-

chung von 6° entsprechend einer mechanischen Beinachse von 185° das mediale Kniegelenkskompartiment zu 43% und das laterale zu 57% belastet wird. Wie die Langzeitergebnisse der Studie von Billings et al. gezeigt haben, haben Patienten mit einer mechanischen Beinachse von 183° entsprechend einem anatomischen tibiofemorale Winkel von 9° nach protektiver Tibiakopfvalgisationsosteotomie die besten Ergebnisse (7). Demzufolge ist bei einer mechanischen Achse kleiner 174° und größer 184° eine Operationsindikation gegeben. Prinzipiell gilt, dass man sich – sofern möglich – wie bei der Länge und Torsion an der gesunden Gegenseite orientiert. Jedoch darf der Winkel der mechanischen Achse nach der Korrektur nicht kleiner als 179° sein. Des Weiteren sind die veränderten muskulären Belastungen bei einer Fehlstellung zu berücksichtigen. So führt eine relative Außentorsionsabweichung im Bereich der Oberschenkel zu einer vermehrten Beanspruchung der Innenrotatoren, was vor allem bei sportlichen Aktivitäten wie beispielsweise Skifahren eine rasche muskuläre Dekompensation zur Folge hat. Hier muss je nach Beschwerdesymptomatik die Indikation zur Korrekturosteotomie gestellt werden (38).

Generell gilt also, dass Varusfehler von über 5 Grad korrekturbedürftig erscheinen, Valgusfehler eher erst ab 10 Grad Fehlstellung. Dies liegt an der mechanischen Krafterleitung des Beins während des Gehens, bei der die Kraftarmfunktion mehr über den medialen Kondylus verläuft und so valgische Fehlstellungen besser zu tolerieren sind. Liegt ein medialer oder lateraler Knorpelschaden vor, gerade bei der Varusgonarthrose, so kann unter Umständen auch schon bei geringeren Fehlstellungen oder sogar Normwerten nach dem Prinzip von Fujisawa eine Korrektur der Beinachse sinnvoll erscheinen (25).

Ante- oder Retrokurvationsfehler werden, abhängig von ihrem funktionellen Ausmaß, ab 10-20 Grad operativ korrigiert. Torsionsdeformitäten werden meist erst über 15 Grad so funktionell bedeutsam, dass eine operative Korrektur sinnvoll erscheint.

Um eine fixateurassistierte Plattenosteosynthese (FAPO) erfolgreich und sicher einsetzen zu können, muss die Indikation noch weiter eingeschränkt werden. Sie kann bei mehrdimensionalen Deformitäten nur Anwendung finden, wenn

das Zentrum der Fehlstellung *kniegelenksnah* ist und das Ausmaß der zu erzielenden Korrektur einen Winkel von 15° (varus/valgus) nicht überschreitet. Eine außerhalb des Kniegelenks oder fern des Kniegelenkzentrums vorliegende Deformität kann nicht suffizient durch einen kniegelenksnahen Eingriff korrigiert werden, weil dadurch sekundäre anatomische Deformitäten erzeugt werden. Außerdem sind größere Fehlstellungen über 15-20 Grad in der Frontalebene deshalb nicht während einer Operation zu korrigieren, da die Korrektur des Knochens nach Osteotomie ab einer bestimmten Schwere abhängig von der Knochenbeschaffenheit und Dicke und der Lokalisation der Osteotomie zu einem zu starken Auftragen der winkelstabilen Platte führt, und unter Umständen bei größeren One-step-Korrekturen auch neurologische Defizite befürchtet werden müssen, durch beispielsweise Stress auf den N. peroneus bei valgusierenden Korrekturen.

2 Material und Methode

2.1 Material

2.1.1 Anwendungsgebiete für den Taylor Spatial Frame Hexapod®

Das TSF®- Hexapod System ist ein externes Fixationssystem zur Behandlung einer Vielzahl von Frakturen, Pseudarthrosen und multiplanarer Deformitäten jeden Grades (Angulation, Translation und Rotation). In Verbindung mit einem Softwareprogramm kann der TSF®- Hexapod sowohl einfache als auch komplexe Fehlstellungen mit demselben Grundgerüst korrigieren. Anwendungen und Wirkungen des TSF®- Hexapoden basieren auf den Erkenntnissen der Deformitätenkorrektur mit dem Ilizarov-System, mit dem der TSF®- Hexapod kompatibel ist und kombiniert werden kann. Zur besseren Übersichtlichkeit wird im Folgenden nur eine 2-Ring-Montage betrachtet.

- Frakturen können mit dem TSF®- Hexapod wie mit dem Ilizarov- System auf herkömmliche Weise stabilisiert werden, indem man den Rahmen vormontiert und mit parallelen Ringen verwendet.

- Zur Versorgung von Frakturen und Deformitäten können zunächst die Ringe unabhängig voneinander an jedem Fragment angebracht werden, bevor die Teleskopstreben (Struts) zur Verbindung der Ringe genutzt werden.

- Ein vormontierter Rahmen wird mit Hilfe der Röntgendaten und des Kalkulationsprogramms der Deformität angepasst und danach an der Extremität angebracht.

2.1.2 Handhabung

Das Standard Ilizarov-System benutzt Scharniere und Translationsmechanismen, die auf die Gegebenheiten des speziellen Falles abgestimmt und positioniert werden. Bei der Versorgung von komplexen Deformitäten erfolgt eine Kombination von gleichzeitig oder nacheinander anzubringenden Scharnieren und Translationsmechanismen.

Das Grundgerüst des TSF®-Hexapod Fixateurs besteht aus zwei Ringen, die über sechs Teleskopstreben mit jeweils zwei Kardangelenken verbunden sind. Die V-förmige Konstellation der Streben ermöglicht es, die räumliche Position der Ringe zueinander durch alleiniges Verstellen der Strebenlängen zu verändern. Übertragen auf die medizinische Verwendung des Systems bedeutet die Längenverstellung der Streben eines einzigen Rahmens die direkte Korrektur der Deformität. Die Verwendung von Scharnieren und Translationskomponenten entfällt also. Ein TSF®-Hexapod-Fixateur kann dreidimensionale Fehlstellungen eines Knochens ohne Verfahrens- bzw. Fixateurwechsel korrigieren.

Die Ausführung des Fixateurs ist nicht von Vollringen abhängig, sondern kann auch mit Halbringen zur Konstruktion von Vollringen, mit Zweidrittel-Ringen oder Fußplatten aufgebaut werden.

In allen Fällen wird die Deformität nach Applikation des Rahmens und Osteotomie nur durch Einstellung an den Teleskopstreben exakt korrigiert. Das Programm liefert hierzu einen detaillierten Zeitplan mit Werten zur Strebenlänge. Zunächst muss der Fixateur in geeigneter Weise je nach Auswahl des Operationsmodus ans Bein vormontiert werden. Dies kann entweder in Fehlstellung oder in paralleler Ringstellung erfolgen. Nachdem der Fixateur sicher und fest am Knochen befestigt ist, muss man die Fehlstellungsparameter und anschließend die „mounting parameter“ bestimmen. Hierbei gibt man dem Fixateur an, an welcher Stelle er die Korrektur durchführen soll. Rahmennähe, Abstand von der Korrekturstelle und seitliche Entfernung müssen also ins Programm eingearbeitet werden. Dies wird unter Bildwandlerkontrolle und mit einem K-Draht ermittelt.

Es stehen drei Operationsmodi zur Auswahl:

Ausschlaggebend für die Wahl des OP-Modus ist die Ausgangsstellung der Ringe zueinander vor dem Beginn der Korrekturphase.

Chronic Mode:

Der Fixateur wird mit antiparalleler Ringstellung appliziert und spiegelt die Deformität wider. Bei parallel stehenden Ringen ist die Korrektur abgeschlossen.

Residual Mode:

Der Fixateur wird in paralleler Ringstellung angebracht. Eine Korrektur wird in antiparalleler Ringstellung erreicht.

Total residual Mode:

Der Fixateur wird in beliebiger Stellung ans Bein angebracht. Das frame mounting und die Fehlstellung wird im System eingetragen, danach werden die aktu-

ellen Strut-Positionen dem System eingegeben und man erhält einen Korrekturplan. Die Ringstellung des Fixateurs endet in beliebiger Stellung.

2.1.3 Das Fixateursystem

Das System arbeitet auf der Basis einer dem Ilisarov-Prinzip angelehnten standardisierten Montage, die die gesamte Bandbreite der Ilisarov-Indikation abdeckt. Bei allen bisherigen Verfahren war zur Korrektur einer vorliegenden Restdeformität nach Abschluss der Erstkorrektur oft ein Verfahrenswechsel nötig. Das hier vorgestellte System führt die Korrektur einer Restdeformität der vorher betrachteten Stelle mit dem Anwendungsprogramm durch.

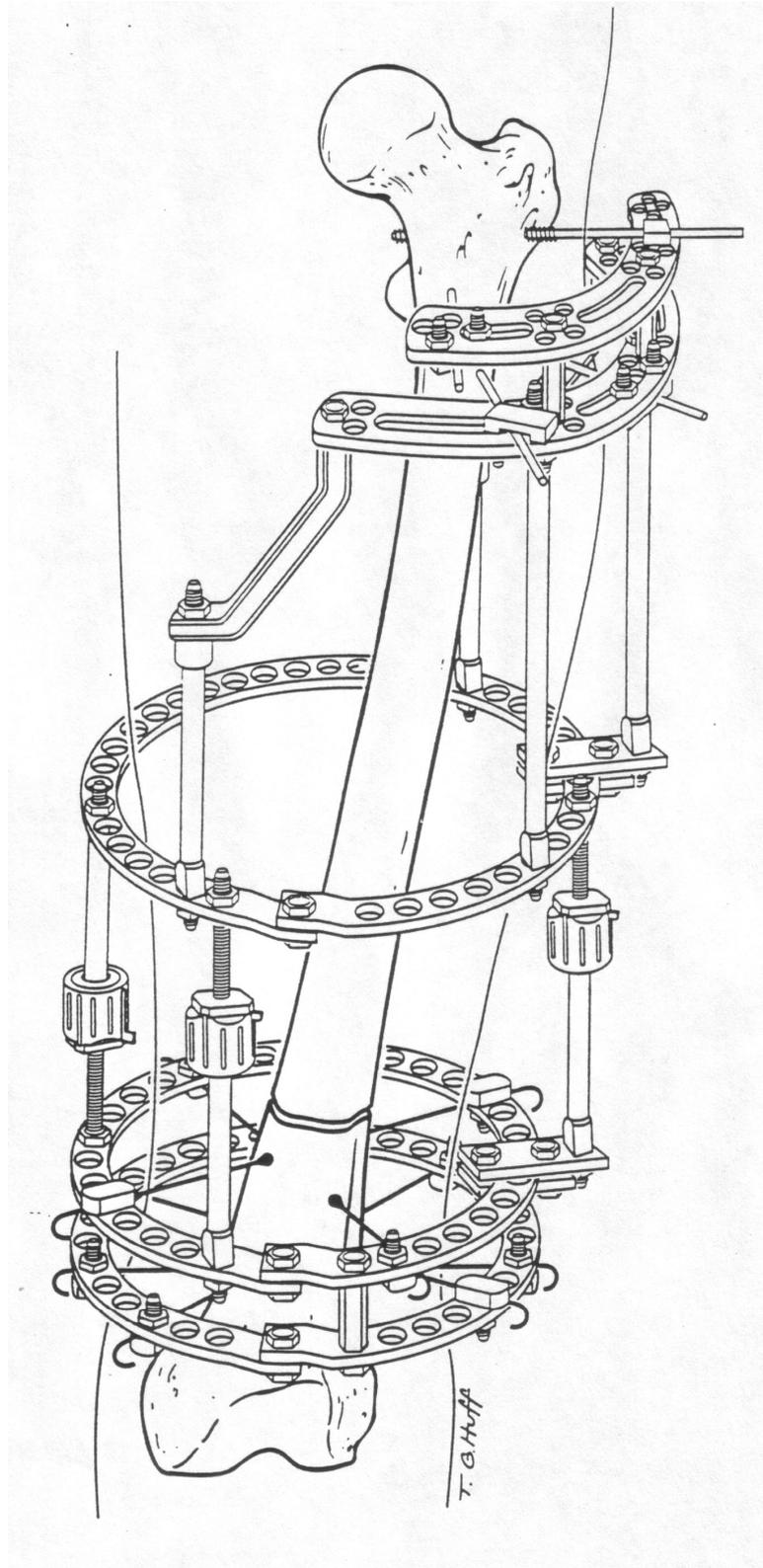


Abbildung 13: Ilizarov- Fixateur

2.1.4 TomoFix®-System

Das **TomoFix®-System** konzentriert sich auf die stabile Fixation von knienahen Osteotomien unabhängig der Osteotomietechnik. Die hohe Stabilität einer Fixation mit einer solchen winkelstabilen Platte kommt besonders bei aufklappenden Osteotomien und übergewichtigen Patienten zum Tragen.

2.1.5 Indikationen

Aufklappende und zuklappende Osteotomien am:

- Medialen Tibiakopf
- Lateralen Tibiakopf
- Lateralen distalen Femur

2.1.6 Anwendungsbeispiele der TomoFix®- Platte

Es folgen zwei Beispiele, bei der die TomoFix®- Platte zur Anwendung kommt. Im ersten Beispiel (siehe Fallbeispiel 1) sind die röntgenologischen Befunde bzw. der Verlauf einer „**zuklappenden** hohen Tibiavalgisations-Osteotomie (HTO)“ bei einer 52-jährigen Frau mit medialer Gonarthrose links dargestellt.

Das zweite Beispiel (siehe Fallbeispiel 2) zeigt die röntgenologischen Befunde bzw. den Verlauf einer „**aufklappenden** valgisierenden Tibiaosteotomie (HTO) eines 23-jährigen Mannes (Sportler) mit posttraumatischer medialer chondröser Gonarthrose, medialer Meniskopathie und Varusmorphotyp links.

Fallbeispiel 1:

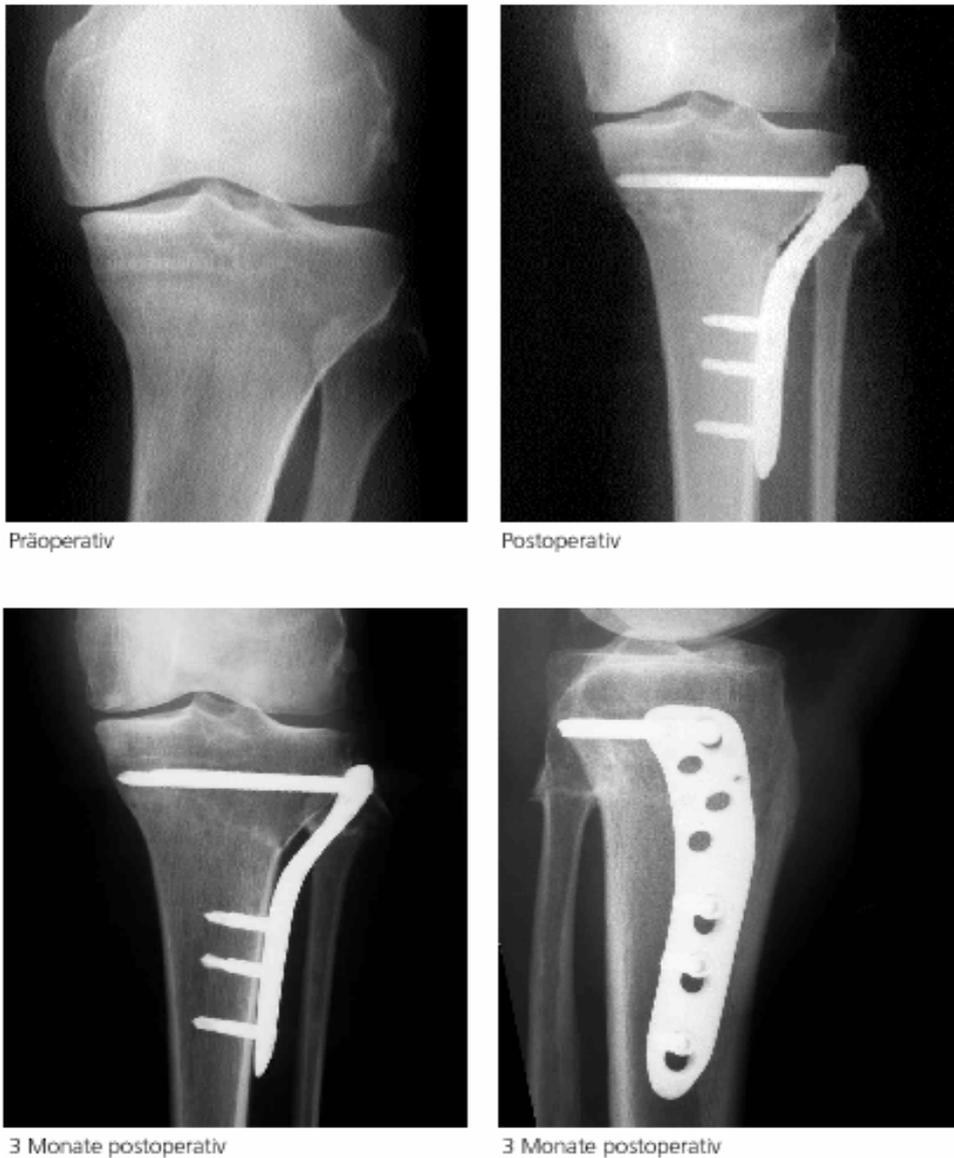


Abbildung 14: Zuklappende hohe Tibiavalgisations-Osteotomie (HTO) einer 52-jährigen Frau mit medialer Gonarthrose (Synthes, TomoFix- Anwendungshinweise)

Fallbeispiel 1 zeigt das Beispiel einer 52-jährigen Patientin mit der Diagnose mediale Gonarthrose links. Präoperativ erkennt man deutlich die röntgenologischen Arthrosezeichen mit Verminderung des Gesenkspaltes, subchondraler Sklerosierung und ostophytären Randbauten.

Postoperativ wie im Follow up (3 Monate) sieht man nach zuklappender Valgisationsosteotomie eine korrigierte Beinachse, eine vollständige Konsolidierung der Osteotomie sowie einen regelrechten Sitz des Osteosynthesematerials.

Fallbeispiel 2:

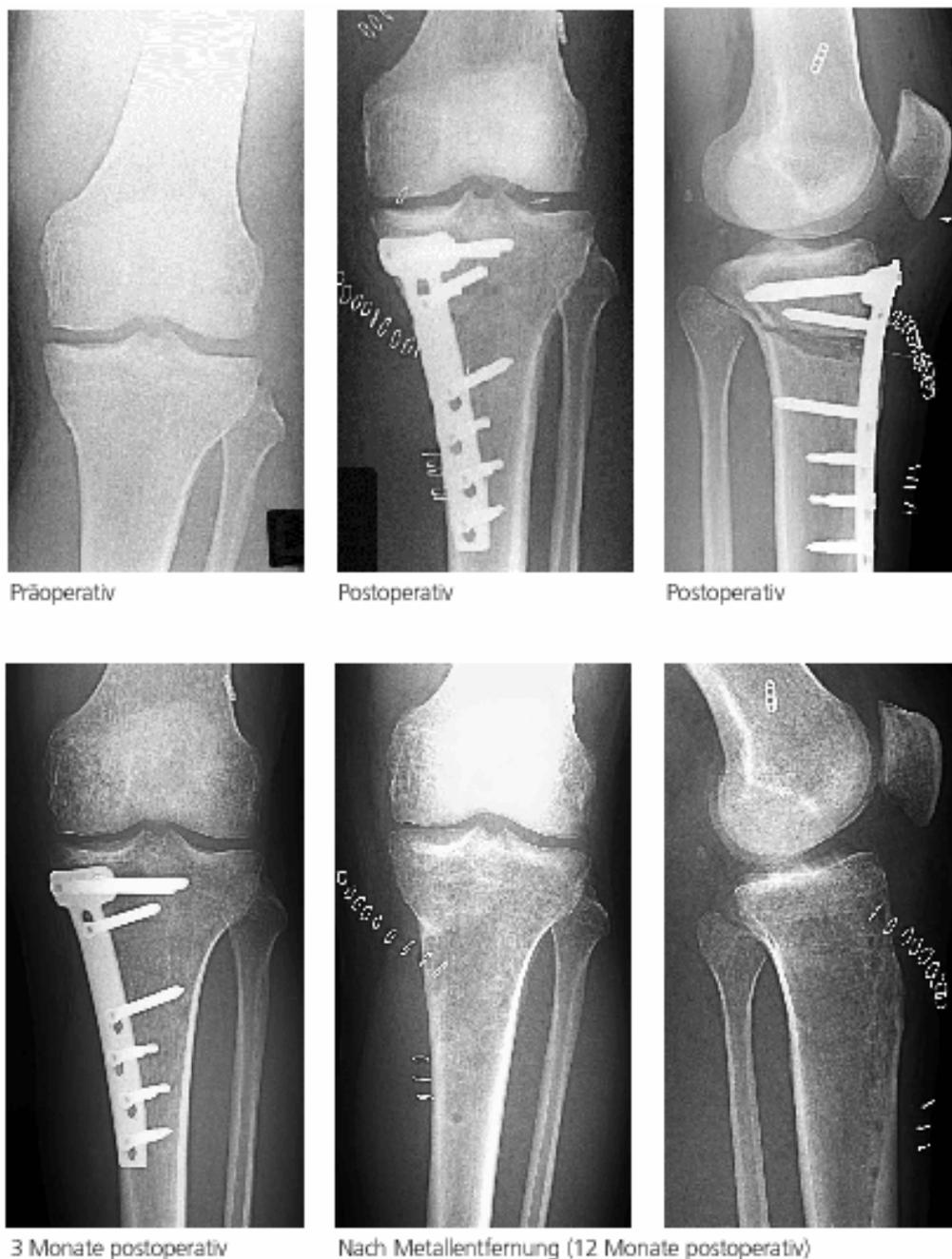


Abbildung 15: Aufklappende valgusierende Tibiaosteotomie (HTO) eines 23-jährigen Mannes mit posttraumatischer medialer Gonarthrose (Synthes, TomoFix- Anwendungshinweise)

Fallbeispiel 2 zeigt das Beispiel eines 23-jährigen Patienten mit der Diagnose: posttraumatische mediale Gonarthrose links. Präoperativ erkennt man röntge-

nologische Arthrosezeichen mit Beginn der Verminderung des Gelenkspaltes und diskreter subchondraler Sklerosierung.

Postoperativ wie im Follow up (3 und 12 Monate) sieht man nach aufklappenginnendender Valgisationsosteotomie eine korrigierte Beinachse, eine vollständige Konsolidierung der Osteotomie sowie einen regelrechten Sitz des Osteosynthesematerials.

2.1.7 Das Winkelstabile Plattensystem

Eigenschaften von winkelstabilen Plattensystemen am Beispiel der Tomofix®-Platte.

Die **TomoFix®-Platte** basiert auf dem Prinzip des Fixateur interne, sowie LCP (low compression plate) und verfügt über folgende Eigenschaften:

2.1.8 Der Fixateur interne

Da die Kopfverriegelungsschraube (KVS) keine Zugwirkung hat, entsteht beim Anziehen der Schrauben kein primärer Verlust der Reposition bzw. der Korrektur (Abb. 16).

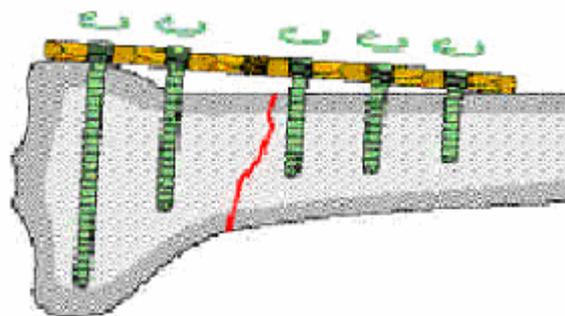


Abbildung 16: Eigenschaften der TomoFix®- Platte

Die winkel- und achsenstabilen Schrauben verhindern einen sekundären Verlust der Reposition bzw. der Korrektur bei aktiver Mobilisation. (übergewichtiger Patient oder aufklappende Osteotomie) (Abb. 17).

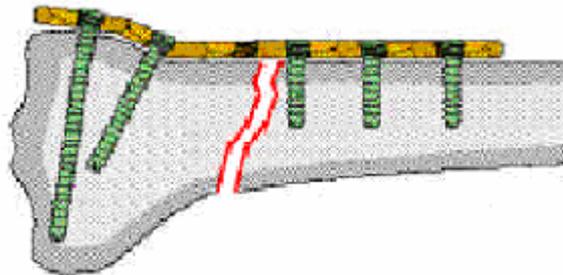


Abbildung 17: Eigenschaften der TomoFix®- Platte

Die Blutversorgung des Knochens bleibt erhalten, weil keine Komprimierung des Periosts erfolgt (Abb. 18). Um diesen Effekt zu optimieren, empfiehlt sich die Anwendung von Distanzstopfen.

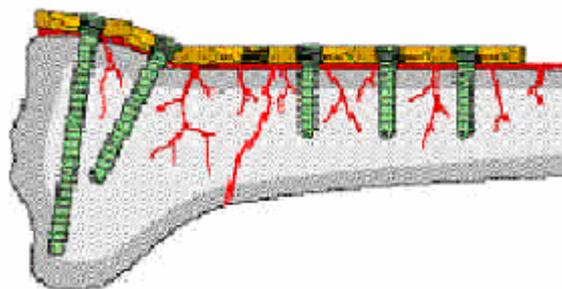


Abbildung 18: Blutversorgung des Knochens bei Anwendung der TomoFix®- Platte

2.1.9 Das LCP- Loch

Das **LCP- Loch** (locked compression plate) besteht aus zwei Teilen:

A Lochanteil mit konischem Gewinde, welcher das Verriegeln der Kopfverriegelungsschraube (KVS) in der Platte erlaubt (vgl. Fixateur interne).

B Dieser Lochanteil entspricht exakt der DCU 5 (Dynamic Compression Unit = Dynamische Kompressionseinheit), welche auch bei der DCP® Anwendung findet. Dynamische Kompression kann, wie bei der DCP®, mittels exzentrischen Setzens der Standardschrauben erzielt werden. Dieser Lochanteil eignet sich nicht zum Setzen einer KVS.

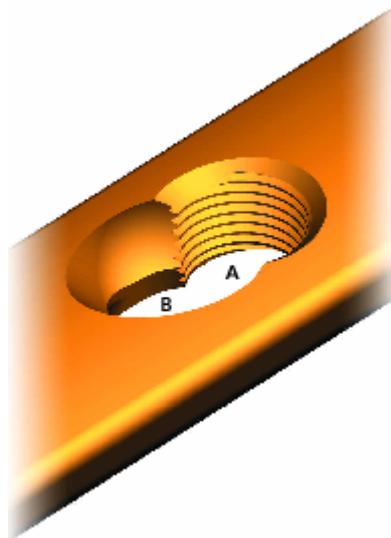


Abbildung 19: Das LCP-Loch



Abbildung 20: Das LCP-Loch, Lochanteil mit Kopfverriegelungsschraube

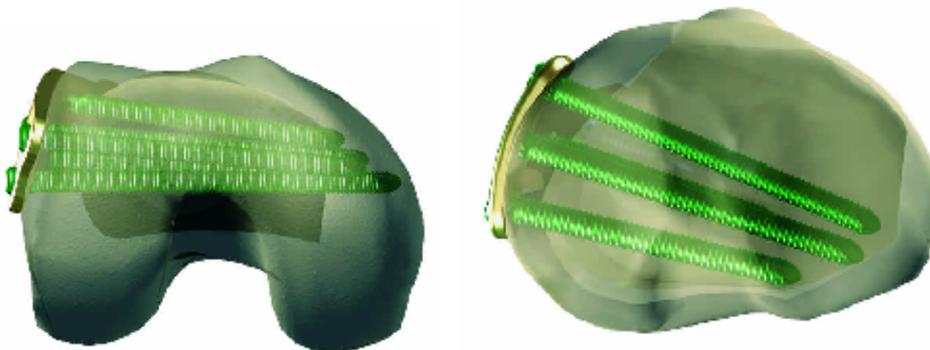


Abbildung 21: Das LCP-Loch, Lochanteil entsprechend der Dynamic Compression Unit

Ist die erste gesetzte Schraube eine Kopfverriegelungsschraube, so ist sicherzustellen, dass die Platte eine gute provisorische Fixation aufweist, da sonst beim Verriegeln der Schraube die Platte mitrotieren und Weichteilschäden verursachen könnte. Beim Entfernen der Platte wird aus dem gleichen Grund dringend empfohlen, zuerst alle Schrauben manuell zu entriegeln und erst in einem zweiten Schritt endgültig zu entfernen. Für das Verriegeln der KVS muss immer der Drehmomentschraubenzieher verwendet werden.

2.1.10 Maximale Stabilität

Die hohe Festigkeit der Platten in Kombination mit winkel- und achsen-stabilen KVS garantiert eine maximale Stabilität der Osteotomiefixation und ein Aufrechterhalten der Korrektur bis zur Ausheilung (Abb. 22). Eine frühe aktive Mobilisation wird begünstigt.



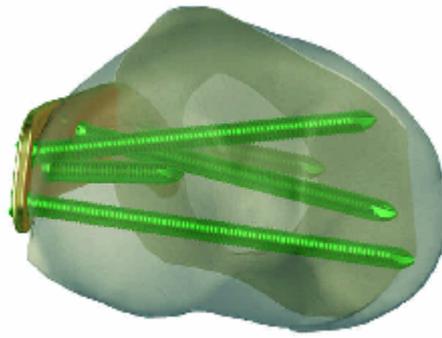


Abbildung 22: Schraubenausrichtung, Tibia und Femur

2.1.11 Anatomische Form der Platte

Die Form der Platte beugt Weichteilirritationen vor und erhöht den Patientenkomfort (Abb. 23). Ein präoperatives Anformen der Platten fällt weg.

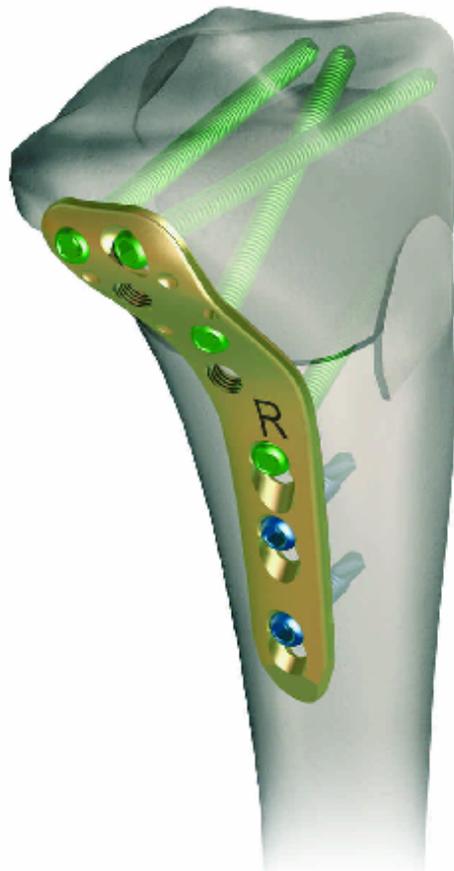


Abbildung 23: TomoFix®- Platte, lateraler Tibiakopf

2.1.12 TomoFix®- Platte für den medialen Tibiakopf

Die **TomoFix®**-Platte für den medialen Tibiakopf wurde den anatomischen Gegebenheiten angepasst. Dies gilt insbesondere für den Radius (R) des proximalen T-Balkens wie auch für die gegenüber dem Plattenschaft um 4° geneigten Schraubenachsen (Abb. 24) bei den in einer Ebene liegenden Löchern A, B und C. Auch der Plattenschaft liegt der Tibia optimal an.



Abbildung 24: Durch die gegenüber dem Plattenschaft um 4° geneigten Schraubenachsen des T-Balkens liegt der Plattenschaft der Tibia optimal an

Die 2,8mm dicke Platte und der lochlose Bereich auf Höhe der aufgeklappten Osteotomie garantieren eine hohe Festigkeit. Das verjüngte Plattenende erleichtert das Einschieben von **TomoFix®** bei minimalinvasiver Operationstechnik (Abb. 25).

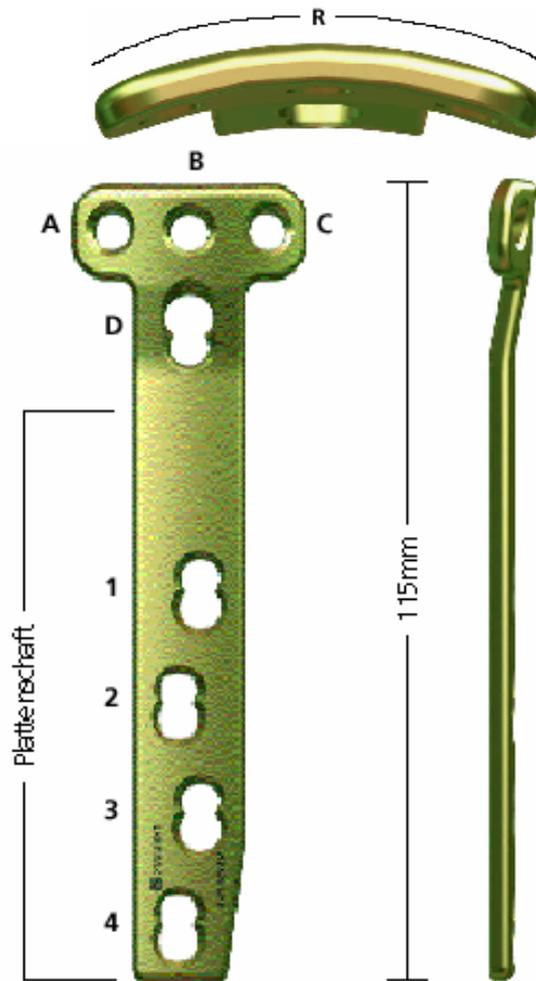


Abbildung 25: TomoFix®- Platte, medialer Tibiakopf

Die Schaftlöcher 1 bis 4 und Loch D im Kopfbereich der Platte entsprechen LCP und ermöglichen so die Wahl zwischen (oder Kombination von) winkelstabiler Fixation mit KVS und dynamischer Kompression mit Standardschrauben. Die Löcher A, B und C sind für die Verwendung von KVS konzipiert. Die Platte ist in Reintitan gefertigt und steril verpackt.

2.1.13 TomoFix®-Platte für das laterale, distale Femur

Die **TomoFix®**-Platten für das laterale distale Femur, rechts und links sind der Anatomie optimal nachempfunden. Die Plattendicke liegt zwischen 3,0 und 5,5mm und garantiert eine hohe Festigkeit, ohne die Weichteile zu irritieren.

Das verjüngte Plattenende erleichtert außerdem das Einschleiben von **TomoFix®** bei minimalinvasiver Operationstechnik (Abb. 26).

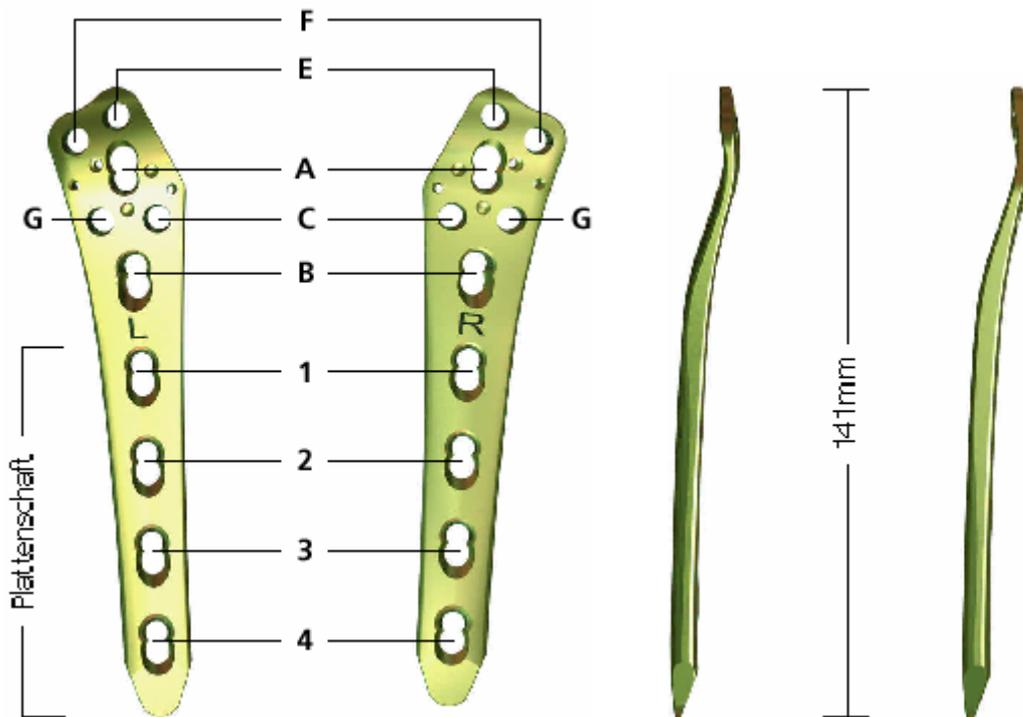


Abbildung 26: TomoFix®- Platte, laterales distales Femur

Löcher A und B ermöglichen die Verwendung von KVS sowie Standard-Schrauben analog LCP. Die Löcher C, E, F und G sind für den Gebrauch von KVS konzipiert.

Die Schaftlöcher 1 bis 4 entsprechen LCP und ermöglichen so die Wahl zwischen (oder Kombination von) winkelstabiler Fixation mit KVS und dynamischer Kompression mit Standardschrauben. Die Platten sind in TAN gefertigt und steril verpackt.

2.1.14 Spiralbohrer Ø 4,3mm

Für die Kernlochbohrung der selbstschneidenden 5,0mm-KVS wird der

4,3mm-Spiralbohrer verwendet (Abb. 27).



Abbildung 27: Spiralbohrer 4,3mm

2.1.15 Einschraubbare LCP- Führungsbüchse für 4,3mm-Bohrer

Die Führungsbüchse mit Gewinde (Abb. 28) erlaubt ein zentrisches und orthogonales Bohren mit dem 4,3mm-Spiralbohrer und schützt die Weichteile. Das nachträglich korrekte Setzen der selbstschneidenden Kopfverriegelungsschrauben und deren optimale Winkelstabilität wird damit sichergestellt.



Abbildung 28: Einschraubbare LCP-Führungsbüchse für 4,3mm-Bohrer

2.1.16 Drehmomentschraubenzieher für 3,5mm-Sechskant

Der Drehmomentschraubenzieher (Abb. 29) wird zum Verriegeln der 5,0mm-KVS verwendet. Er stellt ein optimales Anzugsmoment sicher und beugt einem zu starken Anziehen der KVS vor.



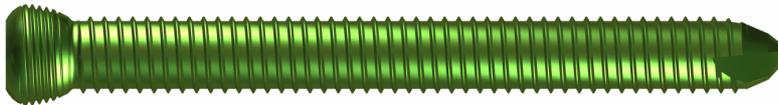
Abbildung 29: Drehmomentschraubenzieher für 3,5mm-Sechskant

2.1.17 Verwendete Tomofix®-Schrauben

Im Folgenden werden die verschiedenen Schrauben des Tomofix-Systems dargestellt.

- A) 5.0 Kopfverriegelungsschrauben (SS und SB/SS)
- B) 4.5 Kortikalisschraube (SS)
- C) 5.0 Distanzstopfen

A 1)



A 2)



B)



C)



Abbildung 30: Schraubenformate von TomoFix®

2.2 Methoden

2.2.1 Der Versuchsaufbau / Arbeitsschritte

Die Planung der „Fixateurassistierten Plattenosteosynthese (FAPO)“ erfolgt in mehreren Einzelschritten:

1. Zu Anfang wurde eine Fehlstellung an Femur und Tibia vorgegeben. Dabei wurde eine Achsabweichung in den *drei Ebenen* geplant. Bei der Kadaverstudie und einem Kunstknochenmodellversuch (Sawbone) wurde an einem geraden Knochen dabei zunächst eine Fehlstellung **konstruiert** bzw. simuliert und nicht korrigiert. Die Fehlstellung wurde in das Computerprogramm des TSF-Rahmens eingegeben. In der späteren klinischen Anwendung am Patienten erfolgte eine exakte Fehlstellungsanalyse unter Zuhilfenahme von Daten aus der klinischen Untersuchung, dem CT und den Röntgenkontrollen.

2. Montageablauf: Zunächst wurde der Fixateur externe am Femur bzw. der Tibia vormontiert und am Knochen befestigt.

Dabei kommt dem Setzen der (vor allen Dingen kniegelenksnahen) Pins eine entscheidende Bedeutung zu. Biomechanisch betrachtet bietet der Hexapod ideale Stabilität, wenn die Pins „mercedessternförmig“, wie in Abb. 31 dargestellt angeordnet sind.

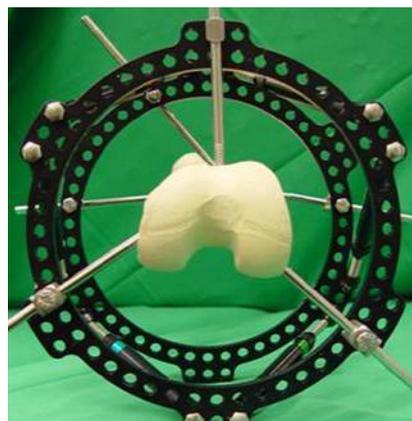


Abbildung 31 Optimale Lage der Pins („Mercedesstern“)

Allerdings ist darauf zu achten, dass sie einerseits keine wichtigen anatomischen Strukturen wie Gefäß- Nervenstraßen verletzen. Andererseits dürfen die Pins später das Anschrauben der Platte nicht behindern oder unmöglich machen, so dass von dem „Mercedesstern-Prinzip“ abgewichen werden muss. Für die tibiale Korrektur fanden wir folgende Anordnung wie in Abbildung 32 dargestellt, für geeignet.

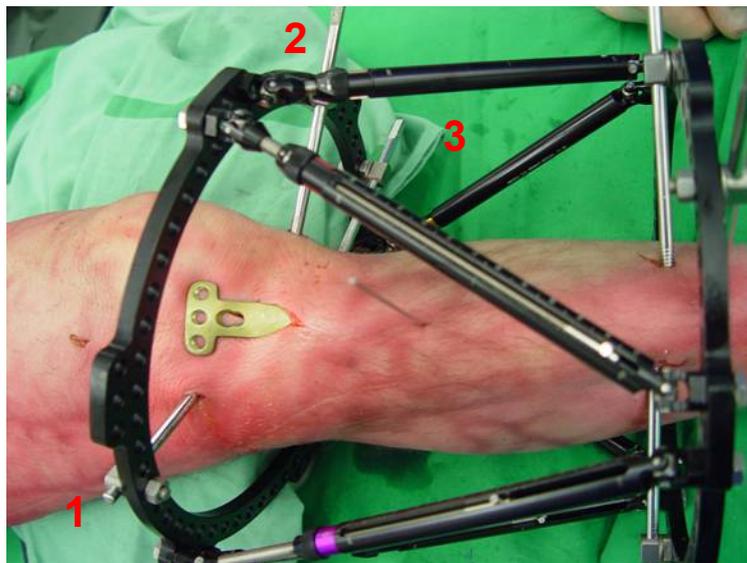


Abbildung 32 Anordnung der Pins bei tibialer Korrektur

Ein Beispiel für die Anordnung der Pins am Femur geben Abbildungen 33 und 34 wieder.

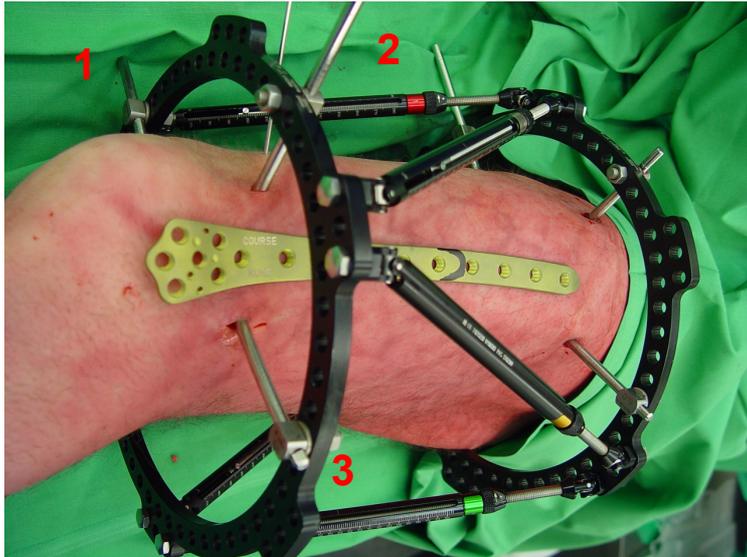


Abbildung 33 Anordnung der Pins bei femoraler Korrektur (hier als Beispiel mit LISS-Platte)

Schließlich hat der Operateur noch die Möglichkeit die Anzahl der Pins zu variieren. D. h. wie in Abbildung 34 dargestellt anstelle von üblichen drei nur zwei Pins zu verwenden. Hierbei ist allerdings von einem Stabilitätsverlust auszugehen.

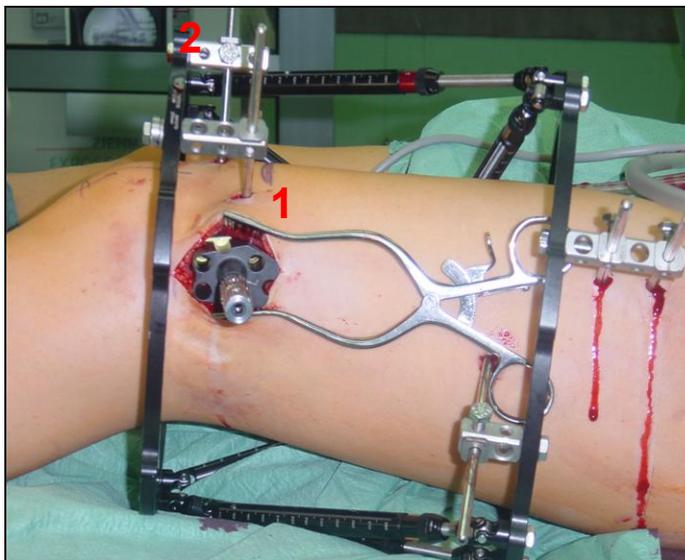


Abbildung 34 Anordnung von nur zwei Pins am Femur

Das anschließende Mounting des Fixateurs an den Knochen mittels einer speziell dafür angefertigten Software des TSF wurde unter einer Durchleuchtungs-

kontrolle durchgeführt. Dabei musste dem Programm die genaue Position des Rahmens am Knochen und des geplanten Drehzentrums mitgeteilt werden. Diese Information beschreibt die genaue Lage des Knochenschaftes zum Ringfixateurzentrum. Ist der Fixateur ordnungsgemäß angebracht, wird eine kniegelechtsnahe Osteotomie durchgeführt. Diese dient der Winkelkorrektur des Knochens, der nach der Osteotomie erst in eine neue Stellung gebracht werden kann. Über denselben Zugang zur Osteotomie wird auch später die minimalinvasive Plattenosteosynthese erfolgen.

3. Nun wird die von der Software errechnete Achsenkorrektur über die Fixateurstreben (Struts) eingestellt und somit auf die Extremität übertragen. Hier sind zu jedem Zeitpunkt Kontrollen mittels eines Bildwandlers möglich.

4. Ist die gewünschte Korrektur erfolgt, kann nun minimalinvasiv, d. h. über den bereits vorhandenen Osteotomiehautschnitt, die winkelstabile Platte angebracht werden.

5. Jetzt kann der Ringfixateur wieder demontiert und eine Erfolgskontrolle der Korrekturstellung radiologisch durchgeführt werden.

2.2.2 Sawbone- Simulation

Zunächst wurde das Verfahren der fixateurassistierten Plattenosteosynthese auf seine technische und praktische Durchführbarkeit an einem Femur- Kunstknochen (Sawbone) in authentischer Größe getestet (n=1). Anschließend wurde diese Methode an Leichenbeinen, zwei Tibiae und zwei Femora (n=4) mit entsprechendem Muskelmantel und schließlich an vier Patienten (n=4) angewandt.

Eine Fotodokumentation

Es folgt eine übersichtliche Bilderdokumentation der einzelnen Arbeitsschritte zur „fixateurassistierten Plattenosteosynthese“ an einem Kunstknochen (Sawbone) in authentischer Größe.



Abbildung 36 Röntgenaufnahmen des Sawbone in zwei Ebenen

Nach dem Ausmessen der mechanischen und anatomischen Achsen wird eine Fehlstellung erdacht, die einer typischen klinischen Situation entspricht und mittels TSF- Software simuliert wird.

Simulierte Fehlstellung	Korrekturziel
Valgus von 10°	Varus von 10°
Antekurvatur von 10°	Retro kurvatur von 10°

Anschließend erfolgt die Montage des TSF Rahmens, wie in Abb.37/38 dargestellt.

Fixateurmontage an den Kunstknochen (Sawbone)



Abbildung 37 Montage des Hexapoden an den Sawbone

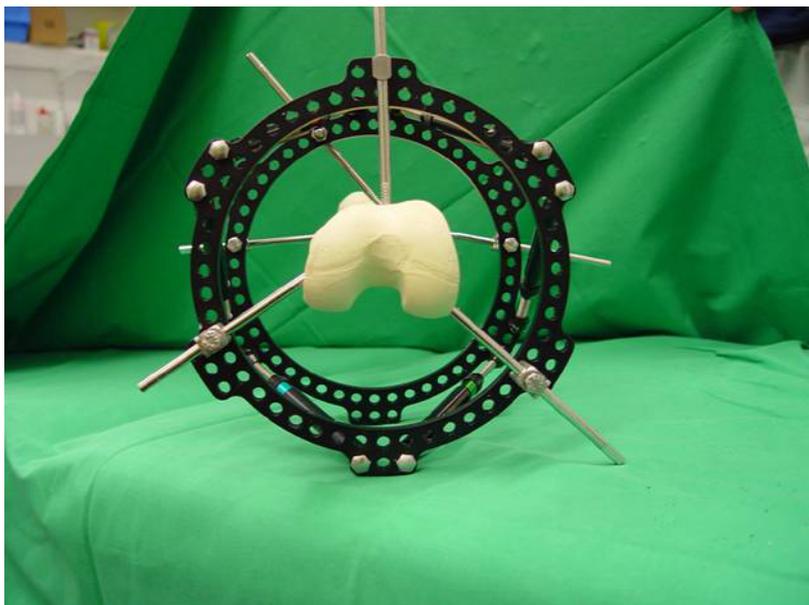


Abbildung 38 Zentralstehendes Femur im Rifixatersystem

Es erfolgt die korrigierende distale Femurosteotomie (Abb. 39).

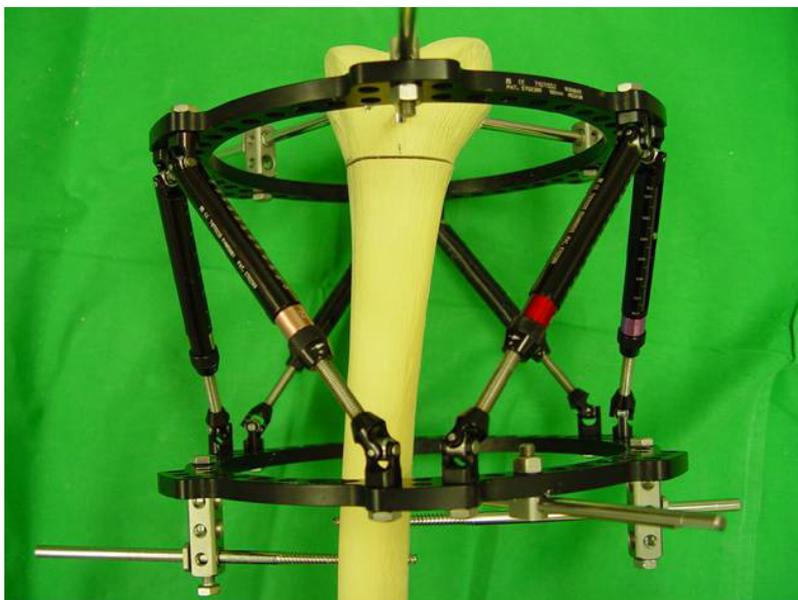


Abbildung 39 Osteotomie unter TSF-Fixation

Nach Erzielen der Korrektur über die Software und nach Durchführung des entsprechenden Korrekturvorgangs an den Streben des Fixateurs erfolgte eine radiologische Kontrolle mittels Kabeltechnik. Anschließend wurde die Montage der Tomofix®-Platte, die in Abb. 40 dargestellt ist, vorgenommen.

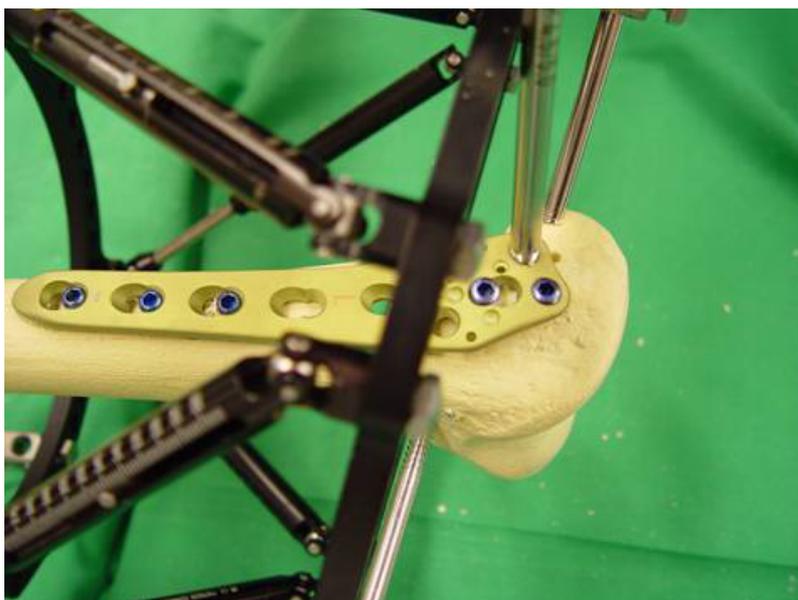


Abbildung 40 Anbringen der Tomofix®- Platte bei bestehender TSF- Fixation

In Abb. 40 ist zu erkennen, dass der Arbeitsraum für die Plattenosteosynthese teilweise sehr schmal ist und entsprechend gut die jeweilige Positionierung des Fixateurs sowie der Plattenosteosynthese vorgenommen werden muss.

Im nächsten Schritt wird der TSF demontiert, so dass der Korrekturwinkel nun einzig von der winkelstabilen TomoFix®-Platte aufrechterhalten wird (Abb. 41 und 42).



Abbildung 41 Die TSF- Platte erhält den gewünschten Korrekturwinkel, Ansicht von lateral



Abbildung 42 Die TSF- Platte erhält den gewünschten Korrekturwinkel, Ansicht von a.-p.

Anschließend erfolgt die röntgenologische Kontrolle des erzielten Korrekturwinkels.

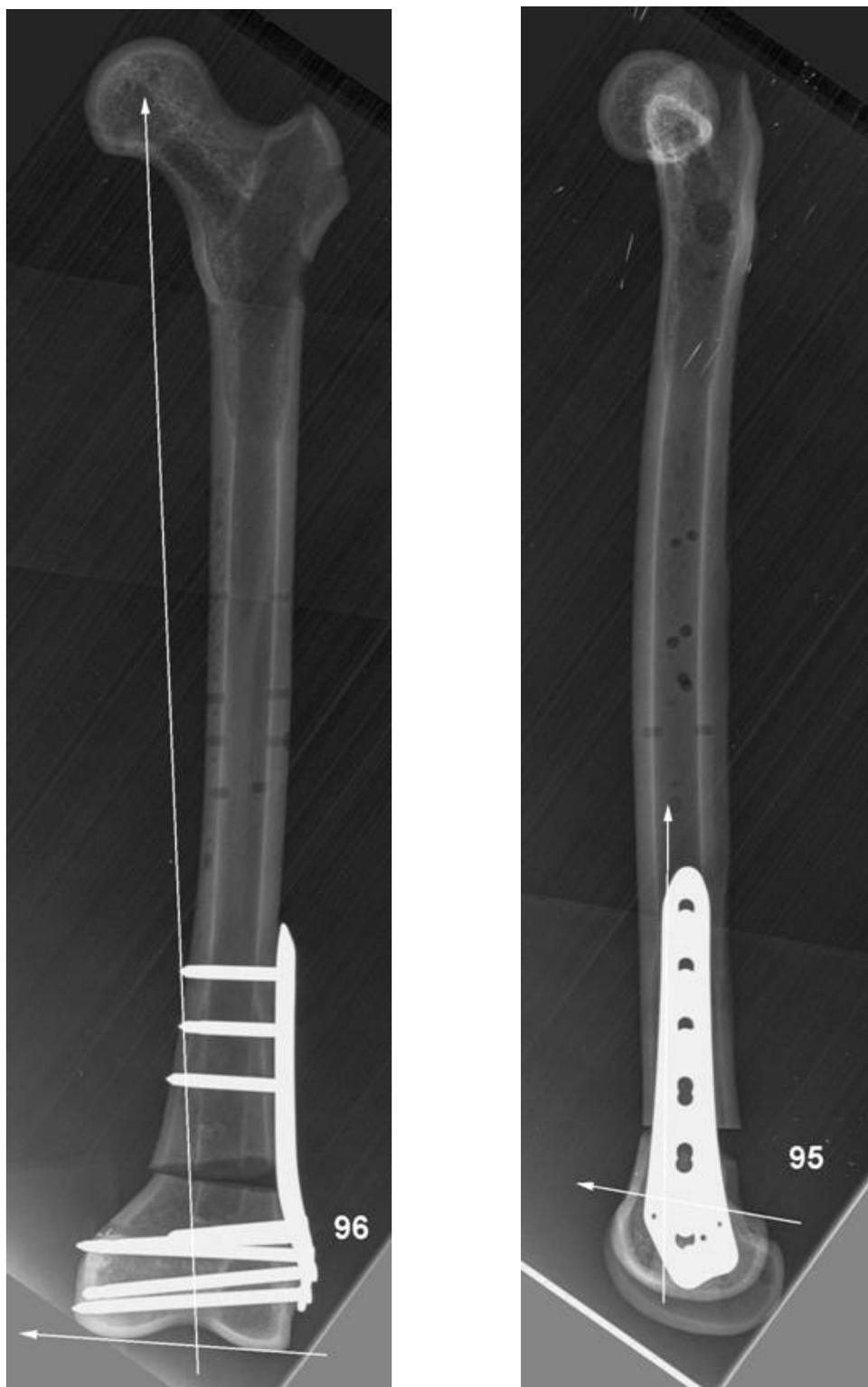


Abbildung 43 Postoperatives Röntgen- Kontrollaufnahmen in zwei Ebenen

2.2.3 Die Kadaverstudie

2.2.4 Einleitung

Hier führten wir eine Deformitätensimulation und –korrektur an zwei Femora und zwei Tibiae von Frischleichen (unfixiert) durch. Da nur Präparate von Körperspendern mit gerader Beinachse zu Verfügung standen, musste künstlich eine Fehlstellung durch den TSF erzeugt werden, die anschließend mit der winkelstabilen TomoFix®-Platte erhalten wurde. Es handelte sich um eine multiplanare Korrektur, die entsprechend der nachfolgenden Auswertungstechnik durch ein eindimensionales Röntgenbild, eine entsprechende Fehlerquelle in der Analyse der Röntgen-Winkel und Achsparameter erzeugte. Die Toleranzabweichungen in der Kadaverstudie sind somit unter diesem Aspekt zu verstehen. Die radiologische Untersuchung wurde präoperativ von Thomas Krohn, die postoperative Nachanalyse unabhängig davon von Dr. med. Leidinger durchgeführt, um hier einen Observer-Einfluss zu eliminieren.

1. Zunächst wurde von der zu operierenden Extremität ein Röntgenbild bzw. ein CT angefertigt, um die unter Abschnitt **1.8.2 und 1.8.3** beschriebenen anatomischen und mechanischen Achsen sowie die entsprechenden Winkel zu bestimmen.

2. Die Fehlstellungskorrekturparameter wurden nach Vorgabe der Deformität durch den Operateur (es wurde eine dem klinischen Alltag gängige Deformität gewählt) mittels der TSF®-Hexapod Fixateur Software berechnet, und nach Fixateurmontage mit anschließender Osteotomie auf das System übertragen, so dass eine gradgenaue Korrektur erreicht werden konnte. Intraoperativ wurden die Korrektoreinstellungen mit Hilfe eines Bildwandlers kontrolliert.

3. Es folgte das Anbringen der winkelstabilen TomoFix®-Platte. Dafür konnte der bereits für die Osteotomie notwendige Hautschnitt als Zugang genutzt werden.

4. Nach Abbau des Fixateurs erfolgte eine erneute röntgenologische und computertomographische Kontrolle.

2.2.5 Klinische Studie an Patienten

Im Rahmen der Arbeit wurde die neue Operationsmethode an vier Patienten durchgeführt. Es handelte sich dabei um Patienten mit einer multiplanaren Deformität, die ohne diese Technik einer Fixateur externe Behandlung unter Verwendung des TSF® zugeführt worden wären. Jeder Patient wies eine Fehlstellung in mehreren Ebenen auf. Alle Patienten sind bereits mindestens einmal an der behandelten Extremität vorbehandelt worden. In der nachfolgenden Tabelle sind die klinischen Behandlungsdaten der Patienten dargestellt. Durch die Anwendung von FAPO sollte die Fixateurtragezeit bei dem Ziel einer gleich guten Korrektur wegfallen, indem sofort eine innere Osteosynthese mit der Tomofix®-Platte angewendet wird und zwar nach vorheriger Korrektur mit dem TSF®. Dabei ließen sich alle zuvor untersuchten Arbeitsschritte problemlos auf die Patienten übertragen.

	F.-up	Lokalisation	Alter	Diagnose	Miculicz	frontal	sagittal	Torsion
1	25	femoral	12	Hemihypotrophie	36 mm	10 Valgus	0	10 IRO
2	16	femoral	19	Achondroplasie	27 mm	10 Valgus	9 Retro	0
3	9	femoral	52	Posttraumatisch	28 mm	12 Valgus	15 Ante	0
4	12	tibial	27	Hemimelie	-14 mm	3 Varus	13 Ante	15 IRO

Tabelle 3 Übersicht über die Patientenalter und das Ausmaß der Deformität

Bei der **ersten** Patientin handelt es sich um ein 12-jähriges Mädchen mit Hemihypotrophie, eine angeborene Verkürzung des linken Beins ohne sonstige Af-

fektionen. Dies war bereits zweimal zuvor mit einem unilateralen Verfahren am Oberschenkel links verlängert worden. Einmal wurde ein Ilisarov- Ringfixateur benutzt, um eine Fehlstellungskorrektur und Verlängerung zu erzielen.

Durch die Oberschenkelbeinverlängerung konnte zwar die Beinlänge vollständig ausgeglichen werden, es resultierte jedoch eine Torsionsdeformität von 10 Grad Innenrotationsfehler und ein gleichzeitiges Genu valgum mit einer kniegeleknahen Fehlstellung von 10 Grad. Als Operationsziel war bei dieser Patientin eine Derotation von 10 Grad im Sinne einer Außenrotation und eine Varisierung von 10 Grad vorgesehen.

Bei der **zweiten** Patientin handelte es sich um ein 19-jähriges Mädchen mit Kleinwuchs aufgrund einer Achondroplasie und einer multiplanaren Fehlstellung der rechten unteren Extremität. Die Patientin litt ebenfalls unter einer Hüft-dysplasie rechts, die durch eine Dreifachosteotomie nach Tönnis korrigiert wurde. In der röntgenologischen Untersuchung zeigte sich eine Abweichung von der Miculicz-Linie von 27 Millimetern nach lateral. Weiterhin bestand ein Genu valgum mit einer Fehlstellung von 10 Grad, sowie einer Retrokurvationsfehlstellung von 9 Grad. Eine Torsionsfehlstellung fand sich nicht.

Bei der **dritten** behandelten Patientin bestand eine posttraumatische Fehlstellung bei Zustand nach suprakondylärer Femurfraktur. Es bestand ein Genu valgum mit einem lateralen distalen Femurwinkel von 81 Grad. Zudem bestand eine Antekurvationsfehlstellung von 15 Grad im linken Femur. Die Patientin litt unter einer Bewegungseinschränkung und einer posttraumatischen Arthrodese im Knie, nachdem während einer Kniegelenksarthroskopie ein lateraler Knorpelschaden am Femurkondylus festgestellt wurde. Es wurden die Indikation zur varisierenden Umstellung in leichte Überkorrektur und ein Ausgleich der Antekurvationsstellung durchgeführt, um der fortschreitenden Arthrose vorzubeugen und eine volle Kniestreckung wiederzuerlangen.

Der **vierte** Patient, ein 30-jähriger Mann, litt unter einer Hemimelie mit Fibulaaplasie links. Er war bereits dreimal mit einem Ilisarov-Ringfixateur vorbehandelt.

delt worden, mehrere Beinverlängerungen und Achskorrekturen waren durchgeführt worden. Es bestanden am Unterschenkel entsprechende ausgeprägte Narbenverhältnisse. Als Residuum der Behandlung zeigte sich bei diesem Patienten ein leichtes Genu varum von 3 Grad mit einem proximalen medialen Tibiawinkel von 84 Grad und einer Abweichung von der Miculicz- Linie um 14 mm nach medial. Des Weiteren bestand eine Antekurvationsfehlstellung der Tibia von 13 Grad mit einem tibialen Slope von 68 Grad und einer Rotationsfehlstellung von 15 Grad im Sinne eines Innenrotationsfehlers, also eine Fehlstellung in allen Ebenen des Raumes, die aber nur geringgradig ausgeprägt war.

Bei all diesen Patienten wurde die Indikation zur Achskorrektur in einem Schritt unter Anwendung der neuen Technik einer fixateurassistierten Plattenosteosynthese gestellt.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse der Sawbonestudie

Im Ergebnis wurde die zuvor vorgegebene Korrektur von 10 Grad Valgus und 10 Grad Antekurvatur erreicht.

Der postoperative laterale distale Femurwinkel betrug postoperativ 96 Grad, und der anatomische posteriore distale Femurwinkel betrug 95 Grad.

Die postoperative radiologische Nachanalyse wurde von einem zweiten, unabhängigen Untersucher vorgenommen.

Das Ergebnis entspricht exakt den Erwartungen. Dadurch konnte zunächst in diesem Untersuchungsteil gezeigt werden, dass das Verfahren am Knochen zwar bei begrenztem Arbeitsraum angewendet werden muss, aber solide durchführbar ist, und sich so die gewünschte Korrektur sicher erzielen und halten lässt.

3.2 Ergebnisse der Kadaverstudie

3.2.1 Tabellarische Übersicht

Linkes und rechtes Femur

Bein	aPDFFA (79°-87°)	mLDFA (85°-90°)
Femur rechts präop.	79°	90°
Femur rechts postop.	59°(+5°)	69°(+1°)
Femur links präop.	70°	92°
Femur links postop	59°(+1°)	100°(-4°)

Tabelle 4 Korrekturergebnis der Winkelausmessung am rechten und linken Oberschenkel, Gradabweichung in Grau dargestellt

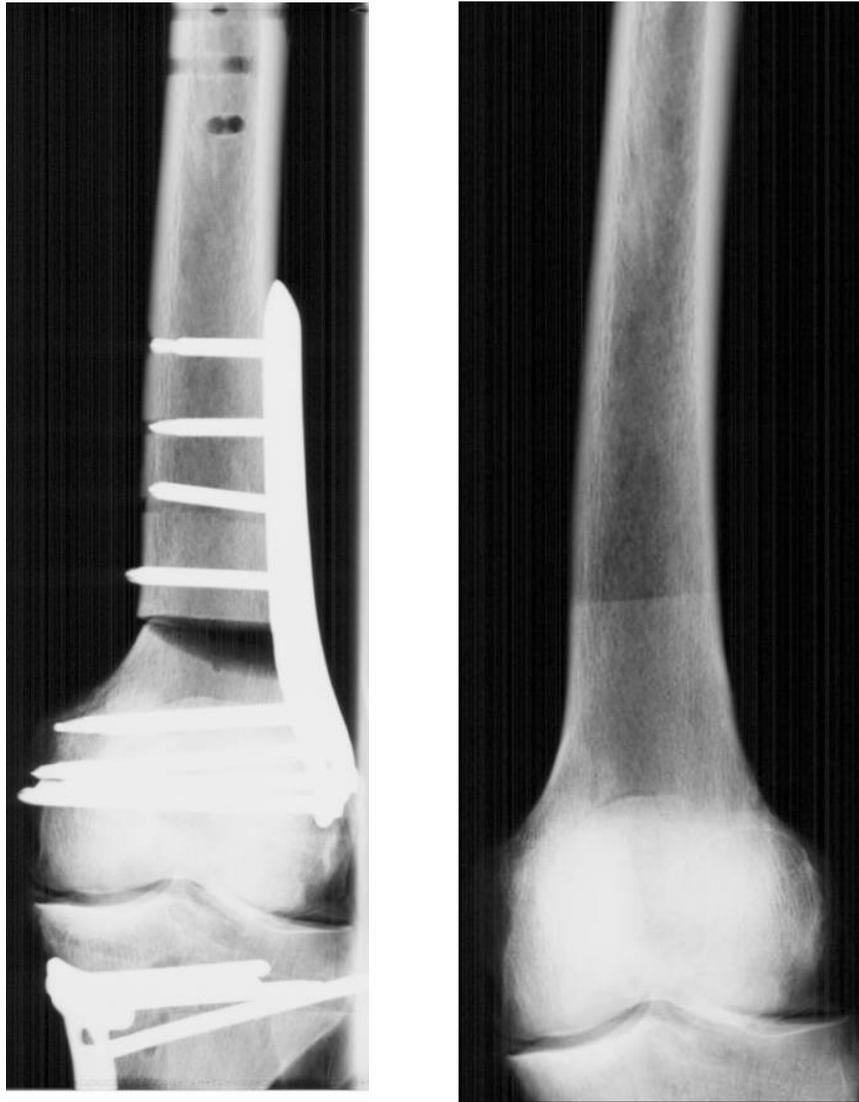


Abbildung 44 Distales linkes Femur prä- und postoperativ in a.p. Aufnahmetechnik

Die präoperativ, röntgenologisch durchgeführte Achsanalyse des rechten Oberschenkels (OS) ergab einen anatomischen posterioren distalen Femurwinkel (**aPDFA**) von 79° sowie einen mechanischen lateralen distalen Femurwinkel (**mLDFA**) von 90° . Das in Tabelle 3 vorgegebene Korrekturziel von 20° Valgus konnte nahezu gradgenau $+1^\circ$, die erdachten 15° Antekurvatur mit einer Abweichung von $+5^\circ$ erreicht werden. Die Rotation von 10° ließ sich nicht eindeutig bestimmen. Für den linken Oberschenkel ergab sich bei einem Korrekturziel von 12° Varus ein gemessener **mLDFA** von 100° Grad (präoperativ 92°) von -4

Grad, die Antekurvation ließ sich mit einem **aPDFA** von +1 gradgenau darstellen.

Tabelle Korrekturziele:

Femur rechts:	Valgus 20°
	Antek. 15°
	Ext Rot 10°
Femur links:	Varus 12°
	Ante 10°

Tabelle 5 Vorgegebene Korrekturziele am Oberschenkel

3.2.2 Prozentuale Fehlstellungsdarstellung:

Rechtes distales Femur:

Summe der gesamten Zielwerte:	20° Valgus + 15° Antekurvation	35°
Summe der gemessenen Abweichung:	(+5°) Valgus + (+1°) Antekurvation	6°
Prozentuale Abweichung:	$6 \times 100 / 35$	17,14 %

Linkes distales Femur:

Summe der gesamten Zielwerte:	12° Varus + 10° Antekurvation	22°
Summe der gemessenen Abweichung:	(-4°) Varus + (+1°) Antekurvation	5°
Prozentuale Abweichung:	$5 \times 100 / 22$	22,72 %

Linker und rechter Unterschenkel (US)

Bein	mMPTA (85° - 90°)	aPPTA (77° - 84°)
Tibia rechts postop.	97°(-1°)	92°(0°)
Tibia rechts präop.	88°	80°
Tibia links postop.	99°(-3°)	70°(0°)
Tibia rechts präop.	88°	82°

Tabelle 6 Ergebnisse der Winkelauswertung am Unterschenkel (Gradabweichungen in Grau)

Geplante Korrekturwinkel am Unterschenkel

Tibia links :	Valgus 14°
	Antekurvation 12°
Tibia rechts:	Retroversion 12°
	Valgus 10°

Tabelle 7 Erdachtes Korrekturziel an der rechten und linken Tibia

Prozentuale Korrekturabweichung

Tibia links:

Summe der Zielwerte:	14° Valgus + 12° Antekurvation	26°
Summe der gemessenen Abweichung:	(-1°) Valgus	1°
Prozentuale Abweichung:	1 x 100 / 26	3,8%

Tibia rechts:

Summe der Zielwerte:	12° Valgus + 10° Retrokurvation	22
Summe der gemessenen Abweichung:	(-3°) Valgus	3°
Prozentuale Abweichung:	$= 3 \times 100 / 22$	13,63%

Gesamtabweichung in der Kadaverstudie von Femur und Tibia

Summe der gesamten Zielwerte:	35° + 22° + 26° + 22°	105°
Summe der gemessenen Abweichung:	6° + 5° + 1° + 3°	15°
Prozentuale Abweichung:	$15 \times 100 / 105$	14,29 %



Abbildung 45 Nativaufnahmen der linken Tibia präoperativ

An der Tibia wurde aufgrund der Platteneigenschaft nur eine Anwendung von medial mit Valgisierung gewählt, während am Femur die femorale Tomofix-Platte im Varus- und Valgus-Modus zur Anwendung kam.

Das Korrekturziel konnte an beiden Tibiae nahezu gradgenau erreicht werden. Lediglich der gewählte Valgus von 14 Grad an der linken Tibia brachte eine minimale Abweichung von (-3) Grad.



Abbildung 46 Linke Tibia postoperativ, im a.p. und seitlichen Strahlengang

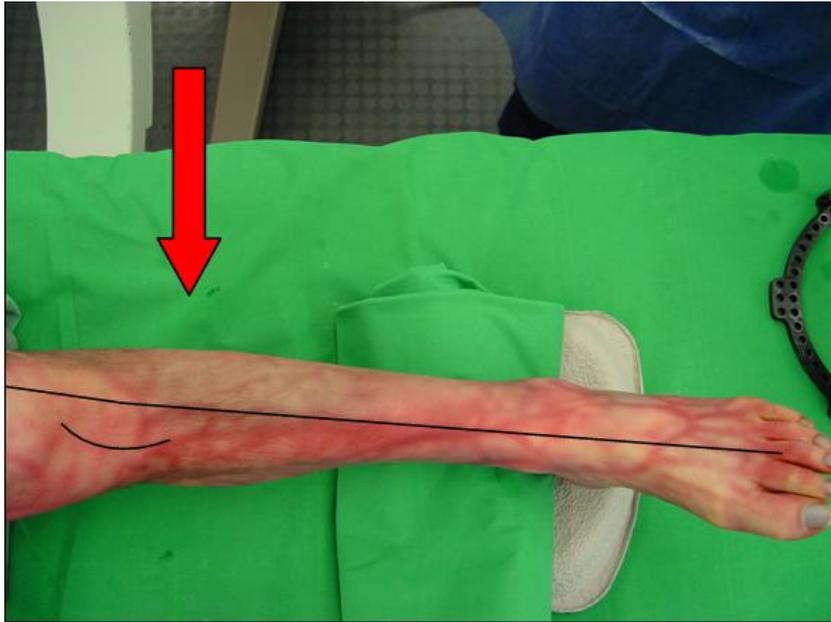


Abbildung 47 Linke Tibia präoperativ mit angedeutetem Morphotyp

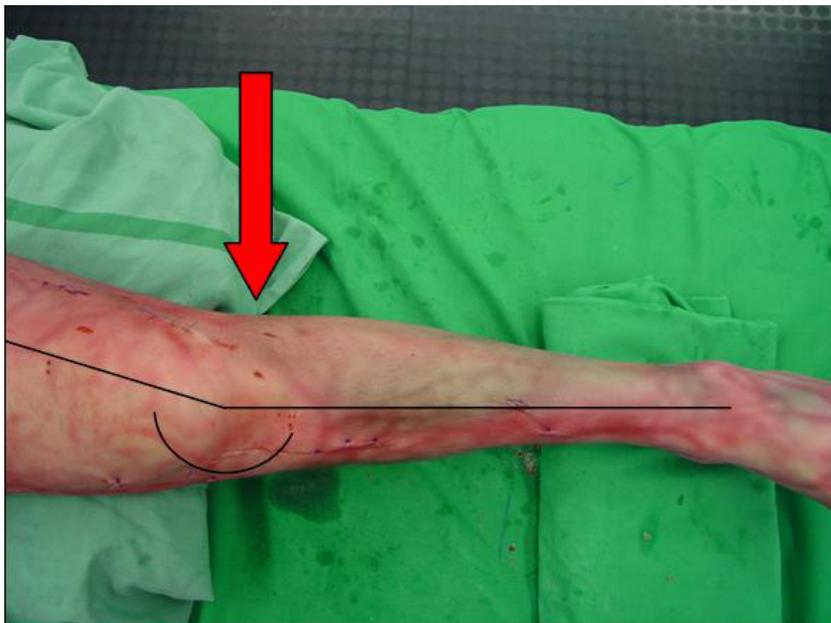


Abbildung 48 Linke Tibia postoperativ mit simulierter Fehlstellung

Hier dargestellt die Korrektur an einem Leichenknochen. Präoperativ findet sich klinisch eine annähernd normalvalgische Beinachse. Postoperativ, nach Anbrin-

gen der Plattenosteosynthese und Demontage des Fixateurs lässt sich das Korrekturergebnis klinisch anhand des Ausmaßes der Valgisierung gut beurteilen

3.2.3 Ergebnisse der klinischen Studie

Ergebnis Patient 1: Nach einem Follow-up von 25 Monaten konnte bei vollständiger Beschwerdefreiheit und reizlosen lokalen Wundverhältnissen nach bereits erfolgter Metallentfernung eine gute klinische und radiologische Korrektur festgestellt werden. Der laterale distale Femurwinkel wurde von 80 auf 89 Grad, um 9 Grad korrigiert. In der Achsenstandaufnahme bestand noch eine Abweichung von der Miculicz-Linie in Höhe von 12 mm (präoperativ 36 mm) durch ein residuellen Valgus in der proximalen Tibia. Die Torsionsverhältnisse zeigten sich in der klinischen Untersuchung symmetrisch und seitengleich korrigiert.

Ergebnis Patient 2: Nach einem Follow-up von 16 Monaten konnte bei vollständiger Beschwerdefreiheit und reizlosen lokalen Wundverhältnissen nach bereits erfolgter Metallentfernung eine gute klinische und radiologische Korrektur festgestellt werden. Der laterale distale Femurwinkel wurde von 80 auf 89 Grad korrigiert. In der Achsenstandaufnahme bestand noch eine Abweichung von der Miculicz-Linie in Höhe von 6 mm (präoperativ 36 mm).

Ergebnis Patient 3: Der laterale mechanische Femurwinkel wurde von 81 auf 92 Grad leicht, bewusst, überkorrigiert, um der Arthroseentstehung vorzubeugen und den lateralen Gelenkabschnitt zu entlasten. Die Antekurvatur wurde bei einem Slope-Winkel von 68 Grad auf 80 Grad um +12 Grad korrigiert. Auch hier zeigten sich nach einem Follow-up von 9 Monaten eine vollständige Beschwerdefreiheit sowie reizlose Wundverhältnisse. Die Patientin verzichtete bisher auf eine Entfernung der Plattenosteosynthese.

Ergebnis Patient 4: Nach 12 Monaten Follow-up und erfolgter Metallentfernung konnte eine Korrektur des proximalen medialen Tibiawinkels von 84 auf 87

Grad, eine Korrektur des Slopes von 68 auf 78 Grad und eine Verbesserung der Rotationsbeweglichkeit erreicht werden, indem der Innenrotationsfehler von 15 Grad nicht mehr nachweisbar war. Auch die Beinachse zeigte nach zuvor 16 mm Achsabweichung in Varusrichtung nun eine fast orthograde Achse (2 mm in Valgusrichtung).

Bei drei von vier Patienten wurde eine erfolgreiche Metallentfernung durchgeführt. Die knöchernen Konsolidierung war in allen Fällen vollständig. Es mussten keine Komplikationen verzeichnet werden. Alle Patienten waren zum Nachuntersuchungszeitpunkt beschwerdefrei.

3.2.4 Radiologische Ergebnisse der Achskorrektur

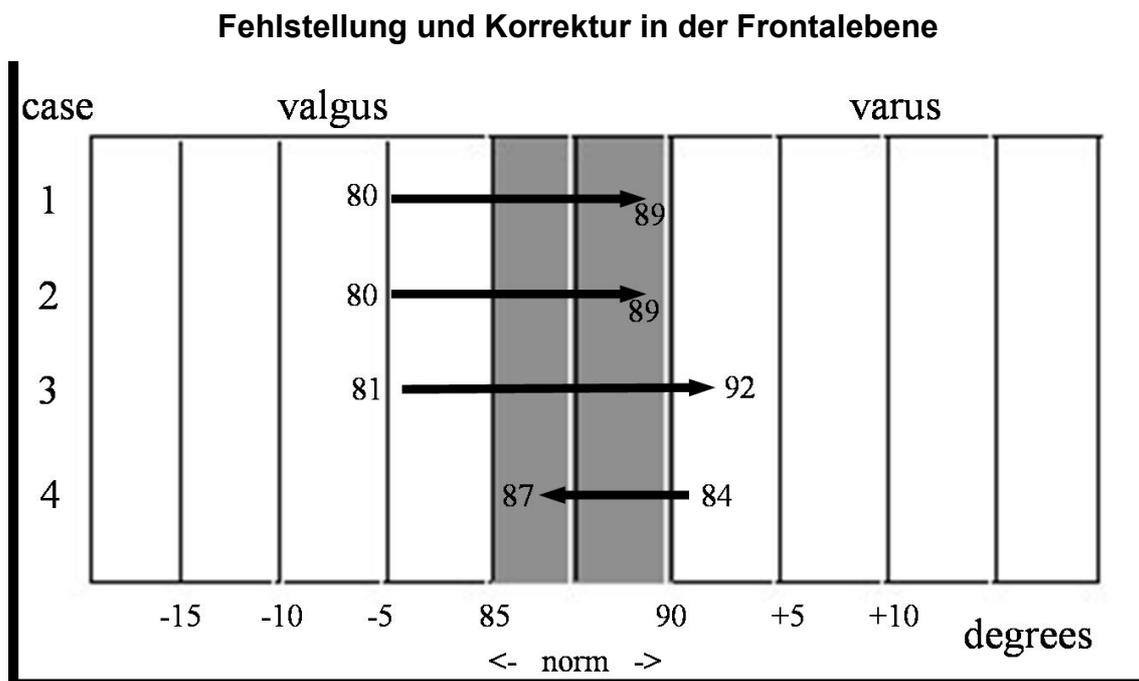


Abbildung 49 Frontale Projektion mit Angabe des mLDFW bzw. mMPTW

Abbildung 49 zeigt die Veränderungen der Beinachse nach der Korrektur der Deformität. Die angegebenen Winkel beziehen sich dabei auf den „mechanisch lateralen distalen Femurwinkel (mLDFW) bzw. den mechanisch medialen Tibi-

awinkel(mMPTW). Der Referenzbereich beider Winkel liegt bei 85-90 Grad. Die Pfeilbasis beschreibt den präoperativ gemessenen pathologischen Winkel, die Pfeilspitze gibt den Korrekturwinkel nach der Operation wieder.

Beispiel: Bei Patient 1 betrug der mLDFW vor der Operation 80 Grad. Durch die Korrekturosteotomie konnte post operationem ein physiologischer mLDFW von 89 Grad erreicht werden. In der Frontalebene wurde also um 9 Grad variiert. (Patienten 2-4 entsprechend)

Fehlstellung und Korrektur gemessen an der Miculicz-Linie

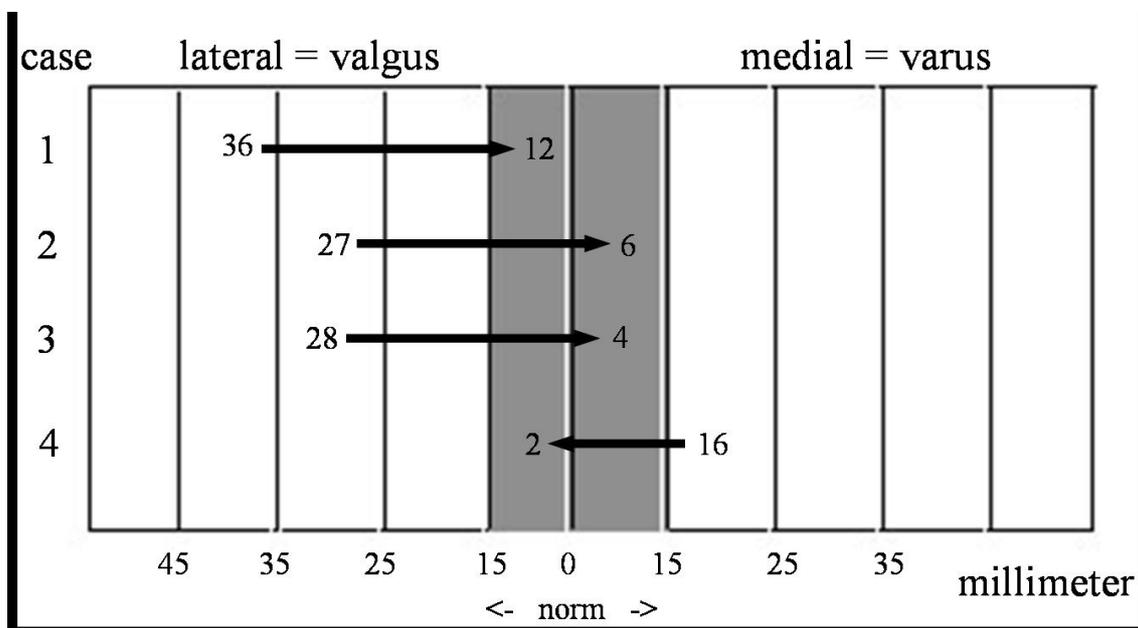


Abbildung 50 Abweichung von der Miculicz-Linie (mm) an der Pfeilbasis, Korrektur (mm) an der Pfeilspitze (Frontalebene)

Abbildung 50 beschreibt das Ausmaß der Fehlstellung bzw. die postoperativ gemessene Korrektur bezogen auf die Miculicz-Linie in Millimetern. Abweichungen von -15mm bis + 15mm entsprechen dabei dem Referenzbereich.

Beispiel: Bei Patient 1 betrug die Abweichung von der Miculicz-Linie 36mm vor der Operation, danach physiologische 12mm (Patienten 2-4 entsprechend).

Fehlstellung und Korrektur in der Sagittalebene

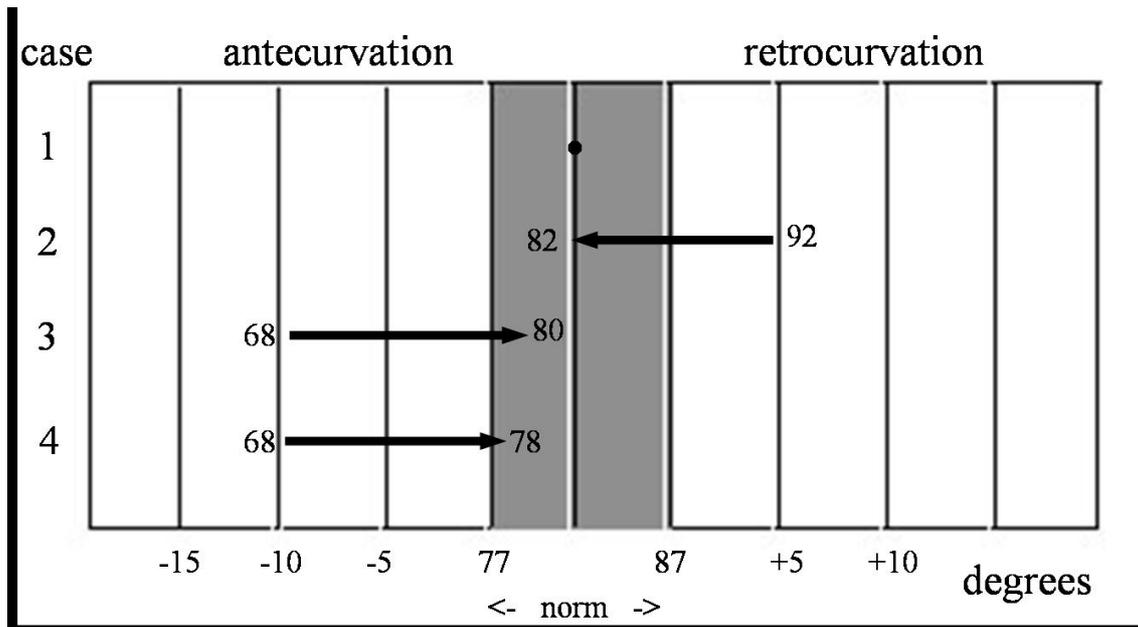


Abbildung 51 Seitliche Projektion mit aPPTA (tibialer Slope- Winkel)

Abbildung 51 zeigt die Veränderungen der Beinachse nach der Korrektur der Deformität. Die angegebenen Winkel beziehen sich dabei auf den anatomisch posterioren proximalen Tibiawinkel (aPPTA). Sein Referenzbereich liegt zwischen 77 und 87 Grad. Die Pfeilbasis beschreibt den präoperativ gemessenen pathologischen Winkel, die Pfeilspitze gibt den Korrekturwinkel nach der Operation wieder.

Beispiel: Bei Patient 2 betrug der aPPTA vor der Operation 92 Grad. Durch die Umstellungsosteotomie konnte post operationem ein physiologischer aPPTA von 82 Grad erreicht werden. In der Sagittalebene wurde also um 10 Grad retrokurvatiert. (Patienten 1, 3 und 4 entsprechend)

Fehlstellung und Korrektur in der Horizontalebene

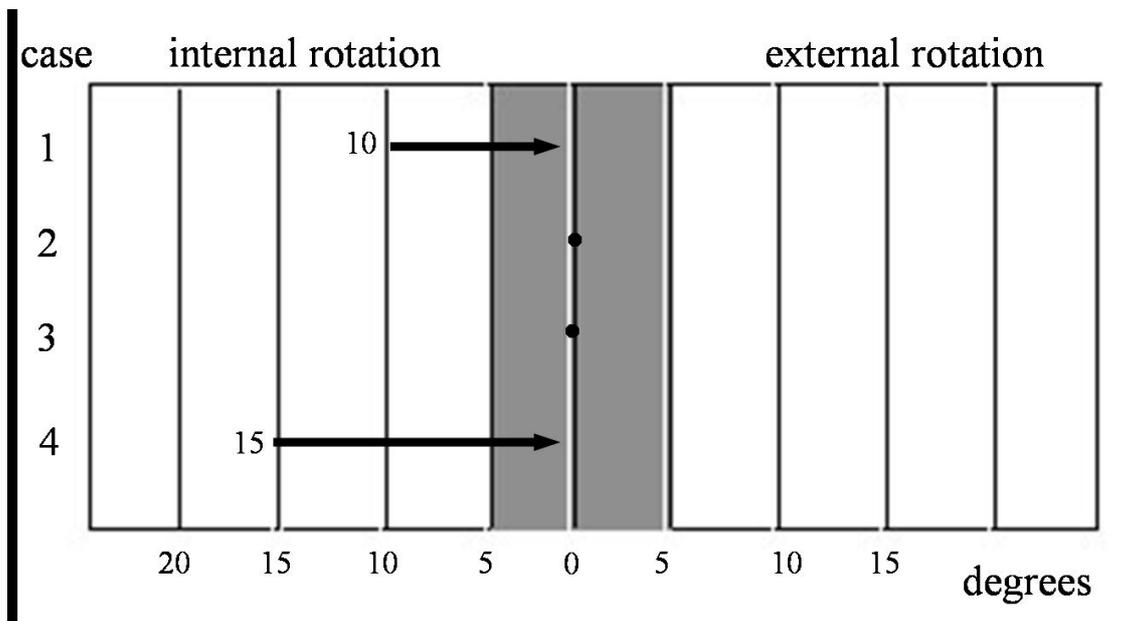


Abbildung 52 Klinische Messung der Rotation

Abbildung 52 zeigt die Veränderungen der Beinachse nach der Korrektur der Deformität. Die angegebenen Winkel beziehen sich dabei auf die Innen- bzw. Außenrotation. Der Referenzbereich beider Winkel liegt zwischen 5 Grad Innen- und 5 Grad Außenrotation. Die Pfeilbasis beschreibt den präoperativ gemessenen pathologischen Winkel, die Pfeilspitze gibt den Korrekturwinkel nach der Operation wieder.

Beispiel: Bei Patient 1 hatte präoperativ 10 Grad zuviel Innenrotation. Durch die Korrekturosteotomie konnte post operationem eine physiologische Nullrotation erreicht werden. In der Frontalebene wurde also um 10 Grad außenrotiert. (Patient 4 entsprechend)

3.2.5 Klinisches Beispiel

Klinisches Beispiel an einer jungen Patientin mit Hemihypothrophie. Bereits bei der Inspektion lässt sich eine Fehlstellung des linken Femurs deutlich erkennen (Abb. 53). Im weiteren Verlauf der apparativen Fehlstellungsanalyse ergab sich

ein Deformitätenausmaß des linken Femur von: Abweichung von der Miculicz-Linie von 36 mm, Genu valgum von 10 Grad und Distorsion von 10 Grad Innenrotation, keine sagittale Achsabweichung.



Abbildung 53 Klinische erkennbare Fehlstellung des linken Femurs



Abbildung 54 Röntgenologische Bestimmung der Fehlstellung

Im nächsten Schritt erfolgte die Montage des Ring-Fixateurs (TSF®) inklusive der computergestützten Korrektur unter BV-Kontrolle. Die anschließende

Osteotomie und die minimalinvasive Fixation der winkelstabilen TomoFix®-Platte gestaltete sich komplikationslos (Abb. 55,56).

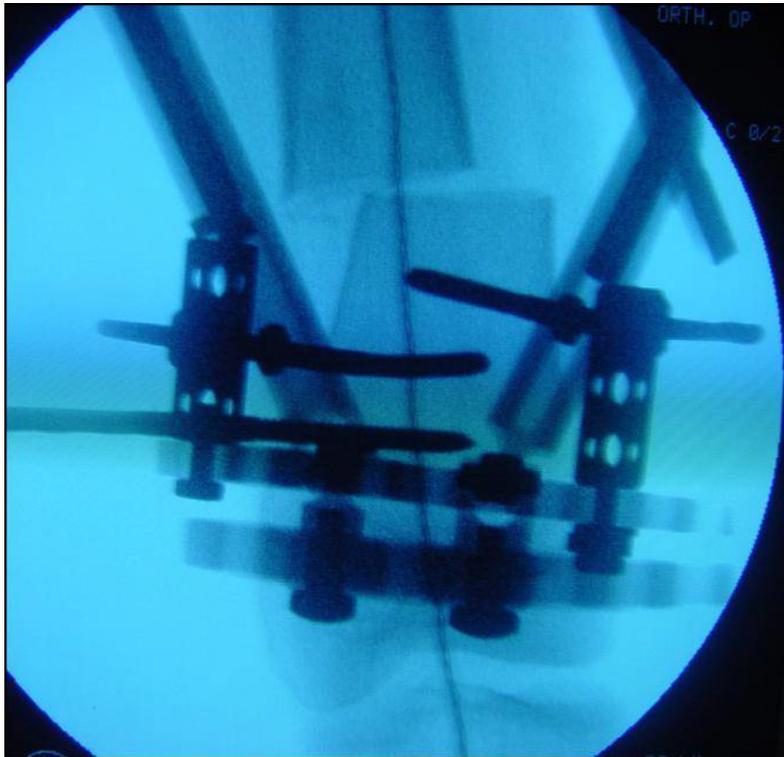


Abbildung 55 Bildverstärker-Kontrolle nach computergestützter Einstellung des Korrekturwinkels

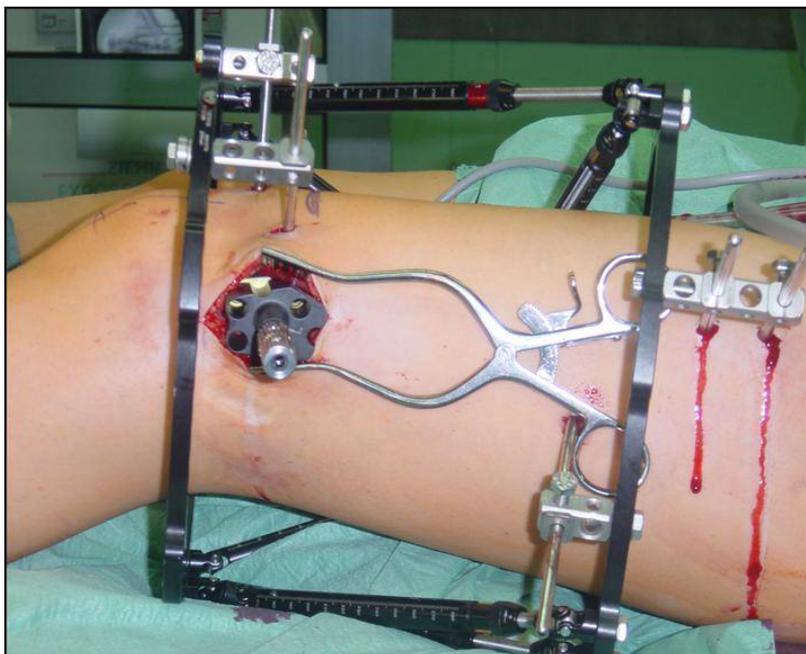


Abbildung 56 Montage der winkelstabilen Platte, der Fixateur erhält den Korrekturwinkel



Abbildung 57 Röntgenologische Kontrolle postoperativ (li. Bild) und nach 6 Monate (re. Bild)

In der postoperativ durchgeführten Kontrollröntgenaufnahme erkennt man deutlich, dass nun die TomoFix®-Platte den mit Hilfe des TSG eingestellten Korrekturwinkel erhält. Sechs Monate später vor geplanter Metallentfernung stellt sich die Konsolidierung des Osteotomiespaltes gut dar.



Abbildung 58 Klinische grade Beinachse 6 Monate nach der Operation

Bei der sechs Monate später zeitgleich durchgeführten klinischen Untersuchung bzw. Inspektion erscheint die Beinachse gerade. Die Plattenosteosynthese trägt lateral auf. Anschließend wurde eine Metallentfernung durchgeführt.

3.3 Analyse der Ergebnisse

Die folgende Tabelle (8) gibt die durchschnittliche Abweichung vom erwarteten bzw. geplanten Korrekturergebnis in Grad und Prozent wieder. Sie bezieht sich auf alle vier Patienten.

Die Summe der Zielwerte in der Frontalebene beträgt 30 Grad. Sie setzt sich aus jeweils 9 Grad Korrektur in Valgusrichtung (Patienten 1 bis 3) und einer Korrektur von 3 Grad in Varusrichtung (Patient 4) zusammen.

In der Sagittalebene wurde einmal um 10 Grad in Retrokurvation (Patient 2) und zweimal in Antekurvation (Patient 3 und 4) um 12 Grad und 10 Grad korrigiert. In der Summe wurde also um 32 Grad in der Sagittalebene korrigiert.

Die Summe der Zielwerte in der Horizontalebene ergibt sich aus der Addition von 10 Grad Außenrotation bei Patient eins und 15 Grad Außenrotation bei Patient vier, also 25 Grad. Bei Patient drei ließ sich röntgenologisch eine Überkorrektur in der Frontalebene um 2 Grad Varus messen.

Ermittelt man nun die prozentuale Abweichung bezogen auf alle gemessenen Zielwerte, erhält man eine durchschnittliche Korrekturgenauigkeit von **2,3** Grad.

Summe der Zielwerte in der Frontalebene (Valgus/ Varus):	$9^{\circ} + 9^{\circ} + 9^{\circ} + (-3^{\circ})$	30°
Summe der Zielwerte in der Sagittalebene (Ante-/Retrokurvation):	$0^{\circ} + (-10^{\circ}) + 12^{\circ} + 10^{\circ}$	32°
Summe der Zielwerte in der Horizontalebene (Iro/ Aro):	$10^{\circ} + 0^{\circ} + 0^{\circ} + 15^{\circ}$	25°
Summe der gemessenen Abweichung:	$+2^{\circ}$ Valgus	
Gesamte prozentuale Abweichung:	$2 \times 100 / 87$	$2,3^{\circ}$

Tabelle 8 Durchschnittliche Abweichung vom geplanten Korrekturergebnis in Grad und Prozent

4 Diskussion

4.1 Problemstellung der Korrektur präarthrotischer Deformitäten

Die kurative und protektive Korrekturosteotomie ist ein Beispiel für eine multifaktorielle komplexe Indikationsstellung, welche höchste Anforderungen an Diagnostik und Therapie stellt. Prinzipiell gilt, dass am Ort der Fehlstellung korrigiert werden sollte. Ist dies nicht möglich, so müssen die daraus resultierenden geometrischen Abweichungen berechnet und entsprechend korrigiert werden. Sehr wichtig ist die realistische Einschätzung des möglichen Therapieerfolges. Wie L. Johnson erwähnt, muss der Operateur mit allen Osteotomietechniken, der Arthroskopie und der Endoprothetik vertraut sein, um dem Patienten die individuell beste Therapieoption anbieten zu können. „If you only have a hammer, everything looks like a nail.“⁽³⁸⁾

4.2 Korrekturtechniken multiplanarer Fehlstellungen

4.2.1 Der Taylor Spatial Frame®

Eine einfache Korrekturosteotomie und anschließende Osteosynthese mehrdimensionaler Fehlstellungen ist schwer zu planen und kompliziert durchzuführen, wenn man nicht über ein exaktes Positionierungsgerät verfügt. Korrigiert man in der einen Ebene des Raumes, erfolgt in der zweiten geraden Ebene oder schon korrigierten Ebene sehr leicht wieder eine Abweichung, also verbleibt in der Summe eine Deformität. Derzeit lassen sich deshalb multiplanare Fehlstellungen an der unteren Extremität am besten gut und gradgenau in gradueller Technik mit einem Hexapod- oder Ringfixateur-System, wie dem Ilizarov- und/oder Taylor Spatial Frame® (TSF®) ^(19;21;23;29;30;65) bzw. mittels einer

schrägen Osteotomie nach Chiodo et al. ⁽⁸⁾ korrigieren. Der Fixateur erlaubt eine stabile Fixation bei Knochendefekten. Die Fragmente werden lediglich in der richtigen Position zueinander gehalten, die ganze Beanspruchung trägt der Fixateur. Die Fragmente können von außen manipuliert und korrigiert werden. Fehlstellungen lassen sich jederzeit auch später noch korrigieren. Vor der endgültigen Demontage kann die Eigenstabilität des Knochens geprüft werden: Wenn sich die Fixationsnägeln nach Abnahme der äußeren Klammer noch gegeneinander bewegen, können sie nochmals montiert werden, bis zur endgültigen Konsolidierung der Fraktur oder Osteosynthese. Der Fixateur kann problemlos entfernt werden ⁽¹⁸⁾.

Die Anwendung des Spatial Frame ist speziell und basiert auf den Erkenntnissen der Deformitätenkorrektur mit dem Ilizarov-System, mit dem der Spatial Frame voll kompatibel ist. Das Ilizarov-System verwendet Scharniere und Translationsmechanismen, die entsprechend der bestehenden Deformität geplant und positioniert werden. Dies macht ihn unter anderem überall dort geeignet, wo aus irgendeinem Grund (Allgemeinzustand, lokale Verhältnisse, äußere Umstände) eine größere Operation nicht in Frage kommt ⁽¹⁸⁾. Der Unterschied zwischen TSF® und Ilizarov liegt im Arbeitsraum und in der Korrekturtechnik ^(62;63). Der TSF® hat extreme Vorteile bei der Korrektur von Rotationsdeformitäten. Mit ihm ist es möglich, auch außerhalb der Höhe der Osteotomie Fehlstellungen in ihrem Fehlstellungsmittelpunkt zu korrigieren. Diese Aufgabe wird durch das Positionieren der Fragmente im Raum gewährleistet, das durch das Computerprogramm unterstützt wird. Der TSF® kann also auch um Fehlstellungsmittelpunkte außerhalb der Osteotomie und der Ringe des Fixateurs korrigieren und hat somit als Positionierungsgerät eine einmalige Funktion. Die sofortige volle Belastung ist möglich. Der Taylor Spatial Frame® besteht aus zwei Ringen oder Halbringen, die über 6 Teleskopstreben mit jeweils zwei Kardangelenken verbunden sind. Die räumliche Position der Ringe wird durch alleinige Modifikation der Strebenlängen verändert, ein Verfahrens- oder Fixateurwechsel ist nicht notwendig, mit Hilfe der mitgelieferten Software ist eine exakte Manipulation in 6 Freiheitsgraden möglich. So konnten beispielsweise Rödl et al. (2003) zeigen, dass der TSF® speziell bei Rotations- und Translationsfehlstel-

lungen höhergradige Korrekturen ohne Umbau im Vergleich zum klassischen Ringfixateur ermöglicht. Dass mit dem TSF® akkurate und sichere Korrekturergebnisse erzielt werden, konnte in verschiedenen Untersuchungen gezeigt werden (^{20;22;64}).

Verwendet man das Hexapodsystem (z.B. TSF®) zur Korrektur an der unteren Extremität unter herkömmlicher Indikation, wird der Korrekturwinkel über einen Zeitraum von mehreren Tagen mit (täglich) kontinuierlichen Korrektureinstellungen erreicht. Man kann aber auch bei geringgradigen Korrekturen eine Einzschritt-Korrektur durchführen. Der Aufwand und die Kosten für den TSF® sind offensichtlich (⁶⁶). Weitere deutliche Nachteile dieses Systems sind mehr oder weniger starke Behinderung und Belästigung des Patienten durch die teilweise sperrigen und schweren Apparate einer externen Fixation. Die Folge des Einbringens der Schrauben durch eine mehr oder weniger dicke Weichteilschicht bringt nicht nur immer die Gefahr von Gefäß- und Nervenverletzungen mit sich, sondern wo immer Nägel und Schrauben die Muskeln durchbohren (z.B. am Oberschenkel), ist deren Bewegung behindert, was zu störenden Bewegungseinschränkungen und Schmerzen führen kann. Die direkte Verbindung der Nagelkanäle mit der Außenwelt birgt die Gefahr von Infektionen, vor allem bei inadäquater Technik und Stabilität. Trotz einfacher Applikation gibt es leicht Komplikationen bei unsachgemäßer Handhabung (Weichteilverletzung, instabile Montage, Fehlstellung) (¹⁸).

Der Fixateur externe hat bei längerer Tragezeit gravierende Nachteile, ist aber ein sehr kraftvolles und sicheres Behandlungsverfahren. Er erfordert jedoch eine hohe Compliance des Patienten, dem mit Hinsicht auf Schmerz und fehlenden Komfort eine Menge zugemutet wird (²⁶). Diese Nachteile könnten durch Sofortkorrektur während der OP und anschließender Demontage des Fixateurs vermieden werden. Der Fixateur würde somit nur als Positionierungsgerät fungieren, und die Osteosynthese müsste andersartig erfolgen.

4.2.2 Die Tomofix®-Plattenosteosynthese

Eine Plattenosteosynthese bedeutet ein Standardverfahren als interne Osteosynthese. Ein wesentlicher Vorteil des Tomofix®-Systems ist die einfache Handhabung durch ausgereifte Instrumente und die biologische und sichere Osteosynthese ohne weitere Korrekturverluste durch die Winkelstabilität des Implantats. Die Platte kann minimal invasiv über nur geringfügig große Hautschnitte angewendet werden, was die Heilung durch geringeres Weichteiltrauma fördert. Ebenso wichtig erscheint die gute Verträglichkeit, da das Implantat aus Titan besteht (^{47,69}). Einen weiteren Vorteil bezüglich der Anwendung mit der TomoFix®-Platte zeigten Staubli und De Simoni, die in einer prospektiven Studie in 92 konsekutiven Fällen keinen Implantationsfehler und nur geringfügige Komplikationen wie einer verzögerten Knochendurchbauung, zwei Revarisationen und einer tiefen Infektion (ca. 1%) aufwiesen (⁶⁸).

Lobenhoffer und Phillip führten innerhalb von drei Jahren (2000 bis 2003) bei 262 Patienten (Durchschnittsalter 40 Jahre) eine öffnende valgisierende Osteotomie der Tibia mit Fixation durch den medialen TomoFix®-Plattenfixateur durch.

In keinem der Fälle trat während des Beobachtungszeitraums ein sekundärer Korrekturverlust auf. Vier Patienten mussten aufgrund verzögerter Knochenheilung mit einer sekundären Spongiosaplastik versorgt werden, bei vier Patienten war während des stationären Aufenthalts eine Hämatomausräumung erforderlich. In einem Fall fiel postoperativ eine Überkorrektur auf, die 2 Tage nach dem Ersteingriff korrigiert wurde. Zwei Patienten stellten sich jeweils 4 Monate postoperativ mit einem Spätinfekt vor. In beiden Fällen wurden nach Implantatentfernung ein Débridement und eine Lavage vorgenommen. Der weitere Verlauf dieser Patienten war unauffällig. Die Platte wurde in zwölf Fällen nach Ausheilung der Osteotomie entfernt (⁴⁴).

Nachteil dieses Systems ist jedoch der im Vergleich zu anderen Systemen relativ hohe Preis. Andere winkelstabile Systeme haben zwar prinzipiell ähnliche Vorteile, bieten jedoch nach allgemeiner Ansicht zumindest am Femur zuwenig Stabilität bzw. wirken nicht winkelerhaltend (⁴³). Die Stabilität von Tomofix® wird

ansonsten nur durch einen Fixateur externe oder durch einen intramedullären Kraftträger (Marknagel) erreicht (⁴⁰).

Ein weiterer Nachteil gegenüber externen Systemen kann in der Notwendigkeit einer offenen Metallentfernung gesehen werden, die aber von Lobenhoffer (⁴²) relativiert wurde, da er nur in seltenen Fällen eine Plattenentfernung propagiert.

4.3 Diskussion der Methode einer FAPO

Zahlreiche unterschiedliche operative Techniken mit verschiedenen Osteosynthesystemen werden für kniegelenksnahe Osteotomien verwendet. Ziel jeder Technik sollte es sein, möglichst exakt das Planungsergebnis zu erreichen und dies durch eine sichere Osteosynthese auch halten zu können. Die operative Technik sollte dabei möglichst einfach und sicher sein. Jede operative Technik und Osteosynthese, die diese Ziele erfüllen kann, ist geeignet für eine Umsetzung des oben beschriebenen Konzeptes. Die neuen winkelstabilen Systeme nach dem Prinzip eines „Fixateur interne“ bieten nicht die Möglichkeiten der Nachkorrektur, aber eine einfache Handhabung sowie eine sichere Osteosynthese. Dies bringt nach unserer Ansicht im Vergleich zu anderen Osteosynthesen bei den kniegelenksnahen Osteotomien wesentliche Vorteile.

Eine One-step-Korrektur und Osteosynthese birgt die Gefahr einer Über- oder Unterkorrektur durch unsachgemäße Einstellung der Osteosynthese. Als intraoperative Kontrolle dienen zumindest in der A.p.-Ebene die Kabeltechnik nach Tscherne et al und die Verwendung von Winkelmessern oder Keilen. Eine Korrektur der sagittalen Ausrichtung und der Rotationsverhältnisse ist nur durch Kontrolle der klinischen Beweglichkeit möglich, die extremen Störgrößen unterliegen.

Mit dem neuen Verfahren der Kombination aus Hexapod und TomoFix® sollen die Vorteile der beiden Techniken miteinander kombiniert werden: die gradgenaue Positionierung und Fehlstellungskorrektur und die minimalinvasive, winkelstabile Plattenosteosynthese.

Es konnte gezeigt werden, dass die winkelstabile TomoFix®-Platte die mittels Taylor Spatial Frame® erreichte Achsenkorrektur auch nach dessen Demontage aufrecht erhält.

Zwar können Patienten mit einem montierten TSF® postoperativ schon direkt voll belasten, und Patienten nach einer FAPO anfangs (wie alle Patienten nach TomoFix®) nur mit 50% für 6 Wochen. Doch die aus medizinischer Sicht signifikanteren Nachteile wie mehrmonatiges Tragen des unkomfortablen Ringfixateurs, das erhöhte Infektionsrisiko und die zeitintensiven, häufigen Kontrolluntersuchungen des Fixateurs entfallen und führen letztlich zu einem höheren Patientenkomfort durch Vereinfachung der Technik.

Ein sicherlich nicht abwendbarer Nachteil bei der Anwendung der fixateurasistierten Osteosynthese ist die verlängerte Operationszeit. Durch das Anbringen der winkelstabilen Platte muss mit einer zusätzlichen Operationszeit von ca. 60 Minuten gerechnet werden. Dies ist einerseits durch die Montage des Fixateurs bedingt, andererseits auch durch die räumliche Verknappung des Arbeitsraums für die Osteotomie und das Einbringen sowie Verschrauben der Platte, welches beides unterhalb des montierten Fixateurs vollzogen werden muss. Allerdings richtet sich die Länge des operativen Eingriffs immer nach dem Geschick und der Routine des Operateurs und kann dementsprechend optimiert werden. An dieser Stelle sei jedoch darauf hingewiesen, dass der bereits für die Osteotomie verwendete Hautschnitt für das Anbringen der TomoFix®-Platte verwendet werden kann, das heißt, die Plattenosteosynthese erfolgt in minimalinvasiver Technik. Zudem ist die Sicherstellung des erreichten Korrekturerfolges durch die intraoperativ möglichen BV-Kontrollen gewährleistet. Durch diese Manöver kann wiederum kostbare Operationszeit eingespart werden.

Durch die vorliegende Studie konnte nachgewiesen werden, dass sich unterschiedliche Fehlstellungen in allen Ebenen des Raumes durch das kombinierte Verfahren korrigieren lassen, und dass es scheinbar keine Limitierung für die Anwendung der Technik gibt, wenn sie innerhalb des begrenzten Indikationspektrums angewendet wird.

Klar herauszustellen sei, dass FAPO als ein Korrekturverfahren mit geringer Indikationsbreite zu betrachten ist. Das heißt, nicht für jedes Ausmaß einer Deformität kann dieses Verfahren Anwendung finden. Bei eindimensionalen Fehlstellungen wie beispielsweise einer Valgus- oder Varusdeformität ist der Einsatz dieser Methode sicherlich nicht zu rechtfertigen. Sie wäre zu aufwendig und führt zu keinem Benefit für den Patienten gegenüber den herkömmlichen One-Step-Techniken (^{10;13;14;17;32;35;41;48;50-52;55;67;74}). In diesem Zusammenhang sei noch mal die von Gugenheim et al entwickelte fixateurassistierte Nagelung (FAN) erwähnt. Sie entspricht zwar weitgehend dem Prinzip der fixateurassistierten Plattenosteosynthese (FAPO). Allerdings beschreibt sie bisher nur Deformitätenkorrekturen am Femur und nicht wie FAPO auch an der Tibia. Zudem findet sie bisher bei Valgus- und Varusfehlstellungen also eindimensionalen Deformitäten anwendung(²⁷). Mit FAPO lassen sich multiplanare Fehlstellungen korrigieren. Aber auch dieses Verfahren ist limitiert.

Höhergradige Fehlstellungen über 20 Grad lassen sich aufgrund der Gefahr der Nervenschädigung und der diffizileren Stellung der knöchernen Fragmente ebenfalls nicht mit der neuartigen Technik versorgen.

Es ist sicherlich nicht von der Hand zu weisen, dass sich die seltene Anwendbarkeit aufgrund der limitierten Indikationsbreite dieses Verfahrens negativ auf den Erfolg der Methode bzgl. der erreichten Korrektur der Deformität und des Outcomes des Patienten auswirken kann. Dies ist aber als solches nicht dem Verfahren selbst anzulasten, sondern als ein offensichtlicher Nachteil bei allen selten durchgeführten operativen und konservativen Interventionen anzusehen.

4.4 Ergebnisdiskussion der FAPO

4.4.1 Genauigkeit der Korrektur

Folgende Ergebnisse wurden erzielt. In der Kadaverstudie $n=4$ wurden jeweils an zwei Femora und zwei Tibiae Fehlstellungen simuliert. Die postoperativen Messergebnisse ergaben bei den Femora Korrekturwinkelabweichungen von $+5^\circ - (-4)^\circ = (19,93\%)$, bei den Tibiae von bis $(-3)^\circ = (8,7\%)$. Im Anschluss wurde die kombinierte Operationstechnik klinisch an vier Patienten durchgeführt und untersucht, $n=4$. Die erste 14 jährige Patientin litt unter einer Hemihypertrophie mit einer Femurdeformität links, von Miculicz 36 mm, einem Genu valgum von 10° und einer Innenrotationsfehlstellung von 10° (Follow up 25 Monate). Bei der zweiten Patientin, 16 Jahre, mit Achondroplasie korrigierten wir eine Femurfehlstellung rechts, mit einer Abweichung von der Miculicz-Linie von 27 mm, einem Genu valgum von 10° und einer Retrokuration von 9° (Follow up von 16 Monaten). Die dritte Patientin (52 Jahre) mit einer Valgusgonarthrose, zeigte ein Deformitätenausmaß von Miculicz = 28 mm, ein Genu valgum von 12° und eine Antekuration von 15° (Follow up von 9 Monaten). Der letzte Patient (30 Jahre), litt aufgrund einer Fibulaaplasie links an einer tibialen Fehlstellung in allen drei Ebenen. Miculicz -14 mm, einem Genu varum von 3° , einer Antekuration von 13° und einer Torsion von 15° Innenrotation (Follow up von 12 Monaten).

Festzustellen war, dass je öfter das Verfahren FAPO im Vorversuch angewandt wurde, die Messergebnisse mehr und mehr dem Korrekturziel entsprachen bzw. gradgenau zur Darstellung kamen. Dies muss man als gewissen Übungseffekt im Sinne einer „learning curve“ einkalkulieren. Weiterhin fiel auf, dass Korrekturen an der Tibia sowohl in der Kadaver- als auch in der Patientenstudie leichter durchzuführen waren und geringradig bessere Ergebnisse brachten, als die Korrektur am Femur. Ein sicherer und geübter Umgang mit diesem Verfahren wirkt sich deshalb wesentlich auf das Ergebnis aus. Störgröße bei den Kadavern war allerdings auch, dass ein gerader Knochen in mehreren Ebenen des

Raums verkrümmt wurde. Dies ist für eine radiologische Interpretation der Korrekturergebnisse erschwerender, als wenn ein krummer Knochen gerade gemacht wird, wie es im klinischen Versuch der Fall war.

In der ersten Operation am Kadaver zeigte das Ergebnis eine Abweichung von $+1^\circ$ bis $+5^\circ$ des geplanten Korrekturziels. In der folgenden Operation schon nur noch eine Abweichung von -4° bis $+1^\circ$. In den letzten beiden Anwendungen des Verfahrens an den Tibiae konnte nahezu gradgenau gearbeitet werden.

Zu diskutieren bleibt sicherlich auch die Wahl des Messverfahrens insbesondere in der Kadaver- und der Sawbonestudie. Von sehr aufwändigen Messverfahren wie beispielsweise einer graphischen Achsanalyse von Gurke oder einer computertomographischen Torsionswinkel- und Längenmessung von Waidelich wurde Abstand genommen (²⁸) (⁷²). Das Fehlstellungsausmaß wurde lediglich röntgenologisch bestimmt, so dass von einer Messungenauigkeit von mehreren Grad ausgegangen werden muss. Weil es sich dabei um eine allein zweidimensionale Darstellung der jeweiligen Extremität handelt, wurde auf eine Fehlstellungssimulation in der Horizontalebene, das heißt, für die Innen- und Außenrotation, verzichtet.

In der Patientenstudie hingegen konnte das Ausmaß der Deformität nahezu gradgenau mittels Computertomographie ermittelt und kontrolliert werden

Der Fehler des Untersuchereinflusses wurde durch die Wahl von zwei getrennten Untersuchern jeweils vor und nach dem Eingriff und anonymisierter Patientendaten für den zweiten Untersucher gewährleistet. Um die individuellen Messfehler weiter zu dezimieren, könnte man die Zahl der Untersucher erhöhen und den Mittelwert der Ergebnisse verwenden.

Durch den kombinierten Einsatz der neuen Technik aus TSF und TomoFix® konnten alle Fehlstellungen in den drei Raumrichtungen auf Normwerte innerhalb der ersten Standardabweichung korrigiert werden. Das gewünschte Korrekturziel wurde somit in allen vier Fällen der Patientenpilotstudie erreicht.

4.5 Patientenzufriedenheit und Komplikationen

Während des gesamten stationären Aufenthaltes sowie der Nachsorge klagte kein Patient über Unzufriedenheit oder Beschwerden. An Komplikationen musste in dieser kleinen Patientengruppe weder eine Infektion, eine Pseudarthrose oder ein Versagen des Osteosynthesematerials beklagt werden. Auch waren Schmerzen oder Funktionsstörungen durch schlechte Beweglichkeit nicht festzustellen. In allen Fällen kam es zu einer vollständigen knöchernen Konsolidierung der Osteotomie und zu einer regelrechten Ausheilung.

4.6 Klinische Konsequenz

Festzuhalten bleibt, dass FAPO bei geeigneter Indikation zielsicher und komplikationsarm zur Behandlung präarthrotischer Deformitäten eingesetzt werden kann, und die Nachteile der bisherigen Hexapod-Anwendung mit der ergänzenden Plattenosteosynthese reduziert und umgangen werden können. Unserer Meinung nach ist die Kombination von Taylor Spatial Frame und der winkelstabilen Platte von TomoFix® zur multiplanaren Deformitätenkorrektur ein durchaus zu empfehlendes Verfahren mit einem Übergewicht von Vorteilen, gemessen an dem differenzierten Pro und Contra des jeweilig einzelnen Verfahrens oder der alleinigen Fixateuranwendung. Die klinische Erfahrung und die Zufriedenheit der Patienten unterstreichen diese These.

Die Studie belegt, dass FAPO nicht nur am Kunstknochen (Sawbone) und in der Kadaverstudie, sondern auch bei elektiven Eingriffen an ausgewählten Patienten technisch und praktisch gut durchführbar ist. Unter Berücksichtigung der geringen Indikationsbreite stellt die fixateurassistierte Plattenosteosynthese eine sinnvolle und gute Alternative zum herkömmlichen Verfahren mit dem Hexapodsystem dar und könnte es bei der Behandlung von multiplanaren Deformitäten bis zu 20 Grad in Zukunft ergänzen.

5 Zusammenfassung

Die operativen Möglichkeiten zur Korrektur einer Knochendeformität sind vielfältig. Durch den Einsatz der richtigen Osteotomietechnik und Osteosynthese durch Platten, Marknagelung, Fixateur interne und externe ist es möglich, Fehlstellungen in nahezu allen Ebenen zu korrigieren. Das Verfahren der One-step-Korrektur (Single-Cut) sowie die fixateurassistierte Nagelung (FAN) findet oftmals nur bei Extremitätenfehlstellungen in einer Ebene Anwendung. Mehrdimensionale Deformitäten lassen sich gut mit einem Ringfixateursystem graduell korrigieren. Dieses Verfahren birgt vielfältige Nachteile wie mehrmonatiges Tragen des unkomfortablen Ringfixateurs, ein erhöhtes Infektionsrisiko sowie häufige und zeitintensive Kontrolluntersuchungen, die zu einem schlechteren Patientenkomfort führen.

Der Inhalt dieser Arbeit beschreibt ein neues operatives Korrekturverfahren bei multiplanaren Fehlstellungen der unteren Extremität, das aus der Kombination eines Hexapod-Systems, des Taylor Spatial Frame (TSF®) und einer internen Osteosynthese durch ein minimal invasiv einzubringendes, winkelstabiles Implantat (TomoFix®) besteht. Die von benannte fixateurassistierte Plattenosteosynthese (FAPO) kann eine neue Operationsmethode zur Korrektur mehrdimensional deformierter Röhrenknochen der unteren Extremität sein. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, in experimenteller und klinischer Anwendung das Verfahren auf seine Praktikabilität zu erforschen und zu analysieren, ob die bisherigen Nachteile des Standardverfahrens umgangen werden können.

Zunächst wurde das Verfahren experimentell an einem Kunstknochen und später an vier Leichenknochen auf seine Praktikabilität und Korrekturgenauigkeit getestet. Hierbei zeichnete sich eine technisch wie praktisch sichere und problemlose Anwendbarkeit ab. Vor allem in dem Verfahrenstest am Kunstknochen konnte optimal winkelerhaltend korrigiert werden. Folgende Ergebnisse wurden erzielt. In der Kadaverstudie $n=4$ wurden jeweils an zwei Femora und zwei Tibiae Fehlstellungen simuliert. Die postoperativen Messergebnisse ergaben bei den Femora Korrekturwinkelabweichungen von $+5^\circ - (-4)^\circ = (19,93\%)$, bei den Tibiae von bis $(-3^\circ) = (8,7\%)$. Im Anschluss wurde die kombinierte Operations-

technik klinisch an vier Patienten durchgeführt und untersucht, n=4. Die erste Patientin (14 Jahre) litt unter einer Hemihypertrophie mit einer Femurdeformität links, von Miculicz 36 mm, einem Genu valgum von 10° und einer Innenrotationsfehlstellung von 10° (Follow up 25 Monate). Bei der zweiten Patientin, 16 Jahre, mit Achondroplasie korrigierten wir eine Femurfehlstellung rechts, mit einer Abweichung von der Miculicz- Linie von 27 mm, einem Genu valgum von 10° und einer Retrokurvation von 9° (Follow up von 16 Monaten). Die dritte Patientin (52 Jahre) mit der Diagnose einer Valgusgonarthrose, zeigte ein Deformitätenausmaß von Miculicz = 28 mm, ein Genu valgum von 12° und einer Antekurvation von 15° (Follow up von 9 Monaten). Der letzte Patient (30 Jahre), litt aufgrund einer Fibulaaplasie links an einer tibialen Fehlstellung in allen drei Ebenen. Miculicz -14 mm, Genu varum 3°, Antekurvation 13°, Torsion 15° Innenrotation (Follow up von 12 Monaten).

Durch den kombinierten Einsatz der neuen Technik aus TSF und TomoFix® konnten alle Fehlstellungen in den drei Raumrichtungen auf Normwerte innerhalb der ersten Standardabweichung korrigiert werden. Das gewünschte Korrekturziel wurde somit in allen vier Fällen der Patientenpilotstudie erreicht. An Komplikationen musste in dieser kleinen Patientengruppe weder eine Infektion, eine Pseudarthrose oder ein Versagen des Osteosynthesematerials beklagt werden. Auch waren Schmerzen oder Funktionsstörungen durch schlechte Beweglichkeit nicht festzustellen. Die Studie belegt, dass FAPO nicht nur experimentell, sondern auch am Patienten technisch und praktisch durchführbar ist. Trotz einer engen Indikationsbreite stellt die fixateurassistierte Plattenosteosynthese eine sinnvolle Alternative dar, da die üblichen patientenassoziierten Nachteile von mehrdimensionalen Korrekturoperationen verringert werden können.

6 Literaturverzeichnis

Reference List

1. Allgemeine und spezielle Pathologie. 1989.
2. Pschyrembel, Klinisches Wörterbuch. 2002.
3. Aglietti P, Buzzi R Gaudenzi A Sangregorio P Scrobe F. Accuracy in high tibial osteotomy in varus gonarthrosis. 1989.
4. Anderson, M., Messner, M. B., and Green, W. T.: Distribution of lengths of the normal femur and tibia in children from one to eighteen years of age. J. Bone Joint Surg. Am. 46:1197-1202, 1964.
5. Bauer, K. P.: Orthopädische Operationslehre Becken und Extremitäten. 2004.
6. Baumgart, R., Kettler, M., Zeiler, C, Betz, A., and Schweiberer, L.: Possibilities for osteotomy. Osteotomy and corticotomy techniques. Unfallchirurg. 100:797-804, 1997.
7. Billings, A., Scott, D. F., Camargo, M. P., and Hofmann, A. A.: High tibial osteotomy with a calibrated osteotomy guide, rigid internal fixation, and early motion. Long-term follow-up. J. Bone Joint Surg. Am. 82:70-79, 2000.
8. Chiodo, C. P., Jupiter, J. B., Alvarez, G., and Chandler, H. P.: Oblique osteotomy for multiplanar correction of malunions of the femoral shaft. Clin. Orthop.185-194, 2003.
9. Coventry MB. Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. The evolution of the operation in the last 18 years and long term results. 2004.
10. Coventry, M. B.: Upper Tibial Osteotomy for Gonarthrosis - Evolution of the Operation in the Last 18 Years and Long-Term Results. Orthopedic Clinics of North America. 10:191-210, 1979.
- 11-13 Coventry, M. B.: Proximal Tibial Varus Osteotomy for Osteoarthritis of the Lateral Compartment of the Knee. Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume. 69A:32-38, 1987.
- 14-16 Coventry, M. B., Ilstrup, D. M., and Wallrichs, S. L.: Proximal Tibial Osteotomy - A Critical Long-Term Study of 87 Cases. Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume. 75A:196-201, 1993.

17. Coventry, M. B. and Minnesot R : Osteotomy About Knee for Degenerative and Rheumatoid-Arthritis - Indications, Operative Technique, and Results. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*. A 55:23-48, 1973.
18. Debrunner A: *Orthopädie, Orthopädische Chirurgie*. 2002.
- 19-20 Feldman, D. S., Madan, S. S., Koval, K. J., van Bosse, H. J. P., Bazzi, J., and Lehman, W. B.: Correction of tibia vara with six-axis deformity analysis and the Taylor Spatial Frame. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 23:387-391, 2003.
- 21-22 Feldman, D. S., Shin, S. S., Madan, S., and Koval, K. J.: Correction of tibial malunion and nonunion with six-axis analysis deformity correction using the Taylor spatial frame. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 17:549-554, 2003.
23. Fleming, B., Paley, D., Kristiansen, T., and Pope, M.: A Biomechanical Analysis of the Ilizarov External Fixator. *Clinical Orthopaedics and Related Research*.95-105, 1989.
24. Fritz U.Niethard, J. P.: *Orthopädie, MLP - Duale Reihe*. 1997.
25. Fujisawa, Y., Masuhara, K., and Shiomi, S.: The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. An arthroscopic study of 54 knee joints. *Orthop. Clin. North Am*. 10:585-608, 1979.
26. Green, S. A.: Complications of External Skeletal Fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*.109-116, 1983.
27. Gugenheim, J. J. and Brinker, M. R.: Bone realignment with use of temporary external fixation for distal femoral valgus and varus deformities. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*. 85A:1229-1237, 2003.
28. Gurke, L., Strecker, W., and Martinoli, S.: [Graphical analysis and operative technique of single-cut osteotomy for complex femur deformities]. *Unfallchirurg*. 102:684-690, 1999.
29. Herzenberg, J. E., Smith, J. D., and Paley, D.: Correcting Torsional Deformities with Ilizarovs Apparatus. *Clinical Orthopaedics and Related Research*.36-41, 1994.
30. Holl, S. and Stoll, V.: Application of the Taylor Spatial Frame with one-stage implantation of a medial sledge prosthesis after post-traumatic deformity of the femur. Complicated clinical course. *Unfallchirurg*. 107:433-436, 2004.

31. Hsu, R. W., Himeno, S., Coventry, M. B., and Chao, E. Y.: Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin. Orthop. Relat Res.* 215-227, 1990.
32. Insall, J. N., Joseph, D. M., and Msika, C.: High Tibial Osteotomy for Varus Gonarthrosis - A Long-Term Follow-Up-Study. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume.* 66A:1040-1048, 1984.
- 33-35 Ivarsson, I., Myrnerets, R., and Gillquist, J.: High Tibial Osteotomy for Medial Osteoarthritis of the Knee - A 5 to 7 and An 11 to 13 Year Follow-Up. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume.* 72:238-244, 1990.
36. Jackson, J. P.: Osteotomy for Osteoarthritis of the Knee. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume.* 40:826, 1958.
37. Keppler, P., Strecker, W., Kinzl, L., Simmnacher, M., and Claes, L.: Determination of leg geometry by ultrasound. *Orthopade.* 28:1015-1022, 1999.
38. Keppler, P., Suger, G., Kinzl, L., and Strecker, W.: Osteotomies in malalignments of the lower extremities. *Chirurg.* 73:982-989, 2002.
39. Kinzl, L. and Strecker, W.: One-time correctional osteotomy after fractures close to the knee joint. *Chirurg.* 69:1161-1166, 1998.
- 40-48 Lobenhoffer, P., Agneskirchner, J., and Zoch, W.: Open-wedge high tibial osteotomy with special medial plate fixator. *Orthopade.* 33:153+, 2004.
- 49-50 Lobenhoffer, P. and Agneskirchner, J. D.: Improvements in surgical technique of valgus high tibial osteotomy. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy.* 11:132-138, 2003.
51. Lootvoet, L., Massinon, A., Rossillon, R., Himmer, O., Lambert, K., and Ghosez, J. P.: Upper Tibial Osteotomy for Gonarthrosis with Varus Deformity - A Report of 193 Cases Reviewed 6 to 10 Years Postoperatively. *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l Appareil Moteur.* 79:375-384, 1993.
52. Maquet, P.: Valgus Osteotomy for Osteoarthritis of Knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 143-148, 1976.
53. Muller, W., Kentsch, A., and Schafer, N.: The elastic high tibia valgus osteotomy in the varus deformity. *Operative Techniques in Sports Medicine.* 8:19-26, 2000.
54. Murphy SB. Tibial osteotomy for genu varum. Indications, preoperative planning, and technique. 1994.

- 55-57 Odenbring, S., Egund, N., Knutson, K., Lindstrand, A., and Larsen, S. T.: Revision After Osteotomy for Gonarthrosis - A 10-19-Year Follow-Up of 314 Cases. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 61:128-130, 1990.
58. Paley, D. 2001.
- 59-60 Paley, D., Herzenberg, J. E., Tetsworth, K., Mckie, J., and Bhav, A.: Deformity Planning for Frontal and Sagittal Plane Corrective Osteotomies. *Orthopedic Clinics of North America*. 25:425-465, 1994.
61. Paley, D., Maar, D. C., and Herzenberg, J. E.: New Concepts in High Tibial Osteotomy for Medial Compartment Osteoarthritis. *Orthopedic Clinics of North America*. 25:483-498, 1994.
- 62-64 Rodl, R., Leidinger, B., Bohm, A., and Winkelmann, W.: Correction of deformities with conventional and hexapod frames - A comparison of methods. *Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete*. 141:92-98, 2003.
- 65-66 S.Höll, V. Stoll. Die Anwendung des Taylor Spatial Frame mit einzeitiger Implantation einer medialen Schlittenprothese nach posttraumatischer Fehlstellung des Femurs
- 67-70 Staubli, A. E., De Simoni, C., Babst, R., and Lobenhoffer, P.: TomoFix: a new LCP-concept for open wedge osteotomy of the medial proximal tibia - early results in 92 cases. *Injury-International Journal of the Care of the Injured*. 34:55-62, 2003.
71. Strecker, W., Hoellen, I., Keppler, P., Suger, G., and Kinzl, L.: [Correcting torsion after intramedullary nailing osteosynthesis of the lower extremity]. *Unfallchirurg*. 100:29-38, 1997.
72. Waidelich, H. A., Strecker, W., and Schneider, E.: [Computed tomographic torsion-angle and length measurement of the lower extremity. The methods, normal values and radiation load]. *Rofo*. 157:245-251, 1992.
73. Wedge, J. H., Munkacsi, I., and Loback, D.: Anteversion of the femur and idiopathic osteoarthritis of the hip. *J. Bone Joint Surg. Am.* 71:1040-1043, 1989.
- 74-76 Yasuda, K., Majima, T., Tsuchida, T., and Kaneda, K.: A 10-Year to 15-Year Follow-Up Observation of High Tibial Osteotomy in Medial Compartment Osteoarthritis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 186-195, 1992.

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Wirkung von Biegungskräften (Debrunner 2002)	12
Abbildung 2: Achsen und Ebenen	14
Abbildung 3: Circulus virtiosus bei Deformitäten.....	15
Abbildung 4: Ziele und Mittel der konservativen Therapie (Niethard/Pfeil 1997) 16	
Abbildung 5: Der Arthrosebaum nach Trillat (¹⁸).....	24
Abbildung 6: Histologisches Schaubild zur Entstehung einer Arthrose(¹)	27
Abbildung 7: Enzymatische Reaktionen bei einer Arthrose (²⁴)	27
Abbildung 8: Gonarthrose mit sekundärer Synovialitis(¹⁸).....	28
Abbildung 9: Mechanische und anatomische Achse (Payley 2001)	30
Abbildung 10: Physiologische Achsen und Winkel der unteren Extremität, frontal (Payley 2001)	31
Abbildung 11: Physiologische Achsen und Winkel der unteren Extremität, sagittal (Paley 2001)	32
Abbildung 12: Fachausdrücke der Deformitätenanalyse	33
Abbildung 13: Ilisarov- Fixateur	45
Abbildung 14: Zuklappende hohe Tibiavalgisations-Osteotomie (HTO) einer 52jährige Frau mit medialer Gonarthrose (Synthes, TomoFix- Anwendungshinweise)	47
Abbildung 15: Aufklappende valgisierende Tibiaosteotomie (HTO) eines 23jährige Mannes mit posttraumatischer medialer Gonarthrose (Synthes, TomoFix- Anwendungshinweise)	48
Abbildung 16: Eigenschaften der TomoFix®- Platte	49
Abbildung 17: Eigenschaften der TomoFix®- Platte	50
Abbildung 18: Blutversorgung des Knochens bei Anwendung der TomoFix®- Platte	50
Abbildung 19: Das LCP-Loch	51
Abbildung 20: Das LCP-Loch, Lochanteil mit Kopfverriegelungsschraube	51
Abbildung 21: Das LCP-Loch, Lochanteil entsprechend der Dynamic Compression Unit.....	52
Abbildung 22: Schraubenausrichtung, Tibia und Femur.....	53

Abbildung 23: TomoFix®- Platte, lateraler Tibiakopf	53
Abbildung 24: Durch die gegenüber dem Plattenschaft um 4° geneigten Schraubenachsen des T- Balkens liegt der Plattenschaft der Tibia optimal an	54
Abbildung 25: TomoFix®- Platte, medialer Tibiakopf.....	55
Abbildung 26: TomoFix®- Platte, laterales distales Femur	56
Abbildung 27: Spiralbohrer 4,3mm	57
Abbildung 28: Einschraubbare LCP-Führungsbüchse für 4,3mm-Bohrer	57
Abbildung 29: Drehmomentschraubenzieher für 3,5mm-Sechskant	57
Abbildung 30: Schraubenformate von TomoFix®	58
Abbildung 31 Optimale Lage der Pins („Mercedesstern“).....	59
Abbildung 32 Anordnung der Pins bei tibialer Korrektur.....	60
Abbildung 33 Anordnung der Pins bei femoraler Korrektur (hier als Beispiel mit LISS-Platte)	61
Abbildung 34 Anordnung von nur zwei Pins am Femur	61
Abbildung 35 Versuchsaufbaumaterialien	63
Abbildung 36 Röntgenaufnahmen des Sawbone in zwei Ebenen.....	64
Abbildung 37 Montage des Hexapoden an den Sawbone	65
Abbildung 38 Zentralstehendes Femur im Rinfixatersystem.....	65
Abbildung 39 Osteotomie unter TSF-Fixation.....	66
Abbildung 40 Anbringen der Tomofix®- Platte bei bestehender TSF- Fixation....	66
Abbildung 41 Die TSF- Platte erhält den gewünschten Korrekturwinkel, Ansicht von lateral	67
Abbildung 42 Die TSF- Platte erhält den gewünschten Korrekturwinkel, Ansicht von a.-p.....	67
Abbildung 43 Postoperatives Röntgen- Kontrollaufnahmen in zwei Ebenen.....	68
Abbildung 44 Distales linkes Femur prä- und postoperativ in a.p Aufnahmetechnik	74
Abbildung 45 Nativaufnahmen der linken Tibia präoperativ.....	78
Abbildung 46 Linke Tibia postoperativ, im a.p. und seitlichen Strahlengang.....	79
Abbildung 47 Linke Tibia präoperativ mit angedeutetem Morphotyp.....	80
Abbildung 48 Linke Tibia postoperativ mit simulierter Fehlstellung	80

Abbildung 49 Frontale Projektion mit Angabe des mLDFW bzw. mMPTW	82
Abbildung 50 Abweichung von der Miculicz-Linie (mm) an der Pfeilbasis, Korrektur (mm) an der Pfeilspitze (Frontalebene)	83
Abbildung 51 Seitliche Projektion mit aPPTA (tibialer Slope- Winkel)	84
Abbildung 52 Klinische Messung der Rotation	85
Abbildung 53 Klinische erkennbare Fehlstellung des linken Femurs	86
Abbildung 54 Röntgenologische Bestimmung der Fehlstellung	87
Abbildung 55 Bildverstärker-Kontrolle nach computergestützter Einstellung des Korrekturwinkels.....	88
Abbildung 56 Montage der winkelstabilen Platte, der Fixateur erhält den Korrekturwinkel	88
Abbildung 57 Röntgenologische Kontrolle postoperativ (li. Bild) und nach 6 Monate (re. Bild)	89
Abbildung 58 Klinische grade Beinachse 6 Monate nach der Operation.....	90

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Osteotomieformen und mögliche Korrekturen an der unteren Extremität	20
Tabelle 2: Indikation zur Deformitätenkorrektur (⁵⁸)	38
Tabelle 3 Übersicht über die Patientenalter und das Ausmaß der Deformität	70
Tabelle 4 Korrekturergebnis der Winkelausmessung am rechten und linken Oberschenkel, Gradabweichung in Grau dargestellt.....	73
Tabelle 5 Vorgegebene Korrekturziele am Oberschenkel	75
Tabelle 6 Ergebnisse der Winkelauswertung am Unterschenkel (Gradabweichungen in Grau).....	76
Tabelle 7 Erdachtes Korrekturziel an der rechten und linken Tibia	76
Tabelle 8 Durchschnittliche Abweichung vom geplanten Korrekturergebnis in Grad und Prozent	91

9 Curriculum Vitae

Thomas Krohn

Krummer Timpen 67

48143 Münster

Telefon: 0251 / 4840085

Mobil: 0179 / 707128

Email: tomk@uni-muenster.de

Persönliche Angaben:

Geburtsdatum: 27.06.1977

Geburtsort: Ennigerloh

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand: ledig

Schulische Ausbildung

08/1984 – 07/1988 Friedrich von Bodelschwingh-Grundschule,
Neubeckum

08/1988 – 06/1997 Albertus-Magnus-Gymnasium, Beckum
Abitur mit der Gesamtnote 2,2

Berufsausbildung

06/1997 – 06/1998 Zivildienst als Rettungssanitäter beim
Deutschen Roten Kreuz, Neubeckum

06/1998 – 10/1998	Ausbildung zum Rettungsassistenten an der Landesrettungsschule des Deutschen Roten Kreuzes, Münster Examen mit der Gesamtnote 2,0
11/1998 – 03/1999	Praktikum im Rettungsdienst der Berufsfeuerwehr Beckum

Medizinische Ausbildung/Hochschulstudium

04/1999 – 05/2005	Studium der Humanmedizin an der Westfälischen Wilhelms-Universität-Münster
-------------------	---

Examina

03/2001	Physikum
03/2002	Erstes Staatsexamen mit der Note 4,0
03/2004	Zweites Staatsexamen mit der Note 2,3
04/2005	Drittes Staatsexamen mit der Note 1,0 Wahlfach: Orthopädie

Promotion

08/2003- X/2005	Fixateurassistierte Plattenosteosynthese zur multiplanaren Deformitätenkorrektur (Orthopädie WWU Münster) Chefarzt Univ.- Prof. Dr. Winkelmann
-----------------	--

Famulaturen

08/2001	Chirurgie, Kaiserin-Elisabeth-Spital, Wien
09/2001	Orthopädie, Franziskus-Hospital, Münster
12/2001	Unfallchirurgie, Marien-Hospital, Steinfurt
04/2002	Innere Medizin, Auguste-Viktoria-Krankenhaus, Berlin
08/2002	Chirurgie, Praxis PD Dr. Sprakel/ Dr. Maurer, Münster

09/2001 – 04/2003 Studentischer Tutor für den Kursus zur allgemeinen Krankenuntersuchung

2002 – 2004 Studentische Hilfskraft im Institut für Ausbildung & Studienangelegenheiten der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität-Münster

Derzeitige Beschäftigt

07/2005 Orthopädie, St. Josef-Stift Sendenhorst
Chefarzt Dr. med F. Horst

10 Danksagung

Für die freundliche Überlassung des Themas dieser Arbeit möchte ich mich bei Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Winkelmann bedanken.

Herrn Dr. Benedikt Leidinger möchte ich für seine sachkundige, kompetente Betreuung und die geduldige Mithilfe bei der Korrektur dieser Arbeit danken.

Mein Dank gilt auch den MitarbeiterInnen der Radiologie, die mir bei dem Anfertigen der notwendigen Röntgenbilder behilflich waren.

Nicht zuletzt bedanke ich mich besonders bei meinen Eltern, die es mir erst ermöglicht haben, dieses Studium durchzuführen und diese Arbeit fertig zu stellen.