

Aus der Chirurgischen Klinik und Poliklinik Innenstadt  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Univ. Prof. Dr. med. W. Mutschler

**Digitale Korrekturplanung  
bei operativen Beinkorrekturen  
mit voll implantierbaren Distraktionsmarknägeln**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Humanmedizin  
an der medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Martin M. Hornberger  
aus Fürth  
2010

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

|                             |   |
|-----------------------------|---|
| Berichterstatter:           | Prof. Dr. Dr. med. R. Baumgart                            |
| Mitberichterstatter:        | Prof. Dr. Hans Joachim Andreß<br>Prof. Dr. Ekkehard Euler |
| Dekan:                      | Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR             |
| Tag der mündlichen Prüfung: | 15.07.2010  |

# Inhaltsverzeichnis

|         |   |    |
|---------|---|----|
| 1       | Abkürzungsverzeichnis.....  | VI |
| 2       | Einleitung: Geometrische Analyse der unteren Extremität.....        | 1  |
| 3       | Konventionelle Korrekturplanung.....                                | 5  |
| 3.1     | Die CORA-Methode.....   | 5  |
| 3.2     | Digitale konventionelle Korrekturplanung.....                       | 7  |
| 4       | Reverse Korrekturplanungsmethode (RPM).....                         | 9  |
| 4.1     | Grundlagen der RPM.....   | 9  |
| 4.1.1   | Femurkorrektur.....   | 10 |
| 4.1.1.1 | Antegrade Marknagelung.....   | 10 |
| 4.1.1.2 | Retrograde Marknagelung.....  | 13 |
| 4.1.2   | Tibiakorrektur.....   | 14 |
| 4.1.3   | Gleichzeitige Korrektur von Femur und Tibia.....                    | 17 |
| 4.1.3.1 | Femur - antegrade Marknagelung, Tibia - antegrade Marknagelung...17 |    |
| 4.1.3.2 | Femur - retrograde Marknagelung, Tibia - antegrade Marknagelung..19 |    |
| 4.2     | Zeichnerische Umsetzung der RPM.....                                | 19 |
| 4.3     | Digitale Umsetzung der RPM.....                                     | 21 |
| 5       | Fragestellung: Anforderungen an die digitale RPM.....               | 22 |
| 5.1     | Projektionsfehler einer langen Röntgenganzbeinaufnahme.....         | 22 |
| 5.2     | Arbeitsaufwand durch vorbereitende Arbeitsschritte.....             | 23 |
| 5.3     | Belichtung der langen Röntgenganzbeinaufnahme.....                  | 24 |
| 5.4     | Hauptursachen möglicher Planungsungenauigkeiten.....                | 24 |
| 5.5     | Variable Osteotomiehöhen.....                                       | 25 |
| 5.6     | Verlust anatomischer Details.....                                   | 26 |
| 5.7     | Hubsimulation der Implantatschablonen.....                          | 26 |
| 5.8     | Reverses Verschieben entlang der Marknagelbahn.....                 | 27 |
| 6       | Material.....   | 28 |
| 6.1     | Lange Röntgenganzbeinaufnahme im Stehen (LSR).....                  | 28 |
| 6.2     | Dicom PACS®.....  | 34 |
| 6.3     | Adobe® Photoshop® CS2.....  | 34 |
| 6.4     | Osteosynthesysteme zur Distractionsosteogenese.....                 | 34 |
| 6.5     | Patientenkollektiv zur Ermittlung des Korrekturquotienten.....      | 36 |
| 7       | Problempunkte der digitalen RPM.....                                | 37 |

|   |    |
|---|----|
| 7.1 Projektionsfehler einer langen Röntgenganzbeinaufnahme.....               | 37 |
| 7.2 Arbeitsaufwand durch vorbereitende Arbeitsschritte.....                   | 38 |
| 7.3 Belichtung einer langen Röntgenganzbeinaufnahme.....                      | 40 |
| 7.4 Hauptursachen möglicher Planungsungenauigkeiten.....                      | 40 |
| 7.5 Variable Osteotomiehöhen.....   | 41 |
| 7.6 Verlust anatomischer Details.....   | 41 |
| 7.7 Hubsimulation der Implantatschablonen.....                                | 42 |
| 7.8 Reverses Verschieben entlang der Marknagelbahn.....                       | 43 |
| 8 Ergebnisse.....   | 44 |
| 8.1 Ermittlung des Korrekturquotienten.....                                   | 44 |
| 8.2 Faktor Zeit.....  | 47 |
| 8.3 Planungsvorbereitung.....   | 48 |
| 8.4 Digitales Planungsbeispiel: Femurkorrektur – retrograde Marknagelung..... | 48 |
| 8.4.1 Geometrische Analyse.....   | 48 |
| 8.4.2 Präoperative Achsverhältnisse und Längendifferenzen.....                | 50 |
| 8.4.2.1 Plazieren der LSR.....  | 50 |
| 8.4.2.2 Belichtungskorrektur.....   | 51 |
| 8.4.2.3 Bestimmung geometrischer Zentren.....                                 | 51 |
| 8.4.3 Zustand vor Distraction, Figur 1.....                                   | 52 |
| 8.4.4 Zustand nach Distraction, Figur 2.....                                  | 53 |
| 8.4.4.1 Osteotomie.....   | 53 |
| 8.4.4.2 Import des Implantats.....  | 54 |
| 8.4.4.3 Distraction.....  | 54 |
| 8.4.5 Postoperativer Zustand, Figur 3.....                                    | 55 |
| 8.4.5.1 Reverse Distraction.....  | 55 |
| 8.4.5.2 Layout.....   | 56 |
| 8.4.5.3 Ausdruck.....   | 57 |
| 8.5 Digitales Planungsbeispiel: Femurkorrektur - antegrade Marknagelung.....  | 57 |
| 8.6 Digitales Planungsbeispiel: Tibiakorrektur.....                           | 58 |
| 8.6.1 Zustand vor Distraction, Figur 1.....                                   | 58 |
| 8.6.2 Zustand nach Distraction, Figur 2.....                                  | 59 |
| 8.6.2.1 Osteotomie.....   | 59 |
| 8.6.2.2 Import des Implantats.....  | 60 |
| 8.6.2.3 Distraction.....  | 60 |
| 8.6.3 Postoperativer Zustand, Figur 3.....                                    | 60 |



|  |     |
|--|-----|
| 8.6.3.1 Reverse Distraction.....   | 61  |
| 8.6.3.2 Layout.....  | 61  |
| 8.7 Digitales Planungsbeispiel: Gleichzeitige Korrektur von Femur und Tibia..... | 61  |
| 8.7.1 Femur – retrograde Marknagelung, Tibia – antegrade Marknagelung.....       | 62  |
| 8.7.2 Femur – antegrade Nagelung, Tibia – antegrade Nagelung.....                | 63  |
| 9 Diskussion.....  | 64  |
| 10 Zusammenfassung.....  | 70  |
| 11 Anhang.....   | 73  |
| 12 Curriculum vitae.....   | 98  |
| 13 Danksagung.....   | 100 |
| 14 Literaturverzeichnis.....   | 101 |

# 1 Abkürzungsverzeichnis

|             |  |
|-------------|--|
| aLDFW       | anatomischer Lateraler Distaler Femurwinkel  |
| aLDTW       | anatomischer Lateraler Distaler Tibiawinkel  |
| bzw.        | beziehungsweise  |
| CA          | Center of Ankle joint (Sprunggelenkszentrum)   |
| ca.         | circa  |
| CAD         | Computer Aided Design (Rechnerunterstützte Konstruktion)                                 |
| CCDW        | Caput Collum Diaphysenwinkel   |
| CH          | Center of Hip joint (Hüftgelenkszentrum)   |
| CORA        | <i>Center of Rotation of Angulation</i> (Zentrum der Deformität)                         |
| CT          | Computertomographie  |
| DAA         | Distale Anatomische Achse  |
| DMA         | Distale Mechanische Achse  |
| dpi         | dots per inch (Bildpunkte pro Inch)  |
| EDV         | Elektronische Datenverarbeitung  |
| KQ          | Korrekturquotient  |
| LSR         | Long Standing Radiation (lange Röntgenganzbeinaufnahme)                                  |
| MAD         | Mechanical Axis Deviation (Abweichung der mechanischen Achse von dem Kniegelenkszentrum) |
| math.       | mathematisch   |
| mLDFW       | mechanischer Lateraler Distaler Femurwinkel  |
| mMPTW       | mechanischer Medialer Proximaler Tibiawinkel   |
| MTRA        | Medizinisch technische Röntgenassistentin /<br>medizinisch technischer Röntgenassistent  |
| OL          | Osteotomie Level (Osteotomiehöhe)  |
| PAA         | Proximale Anatomische Achse  |
| PC          | Personal Computer  |
| PMA         | Proximale Mechanische Achse  |
| rad.        | radiologisch   |
| ®           | registrierte Marke   |
| RPM         | <i>Reverse Planning Method</i> (Reverse Korrekturplanungsmethode)                        |
| SAA         | <i>Slide Active Actuator</i>   |
| TAA         | <i>Telescope Active Actuator</i>   |
| vgl.        | vergleiche   |
| ZEM-Germany | <i>Zentrum für korrigierende und rekonstruktive Extremitätenchirurgie München</i>        |

## 2 Einleitung: Geometrische Analyse der unteren Extremität

Deformitäten an der unteren Extremität sind nicht nur eine therapeutische, sondern vielfach auch im Sinne der Prävention eine Indikation zur Korrektur. So gilt beispielsweise eine Verlagerung der so genannten *Mikuliczlinie* als präarthrotische Deformität. Bereits Leonardo da Vinci hatte die drei großen Gelenke des Beins auf einer Geraden liegend gesehen [12]. Während Mikulicz [26] diese selbst noch als „Direktionslinie“ bezeichnete, setzte sich später der Begriff *Mikuliczlinie* für diese mechanische Belastungsachse des Beins durch. Alternativ finden sich in der Literatur die Begriffe „mechanische Konstruktionsachse“ oder auch „Traglinie“, die Lanz [23] in seinem „Atlas der praktischen Anatomie“ einführte. Bei physiologischen Achsverhältnissen verläuft die *Mikuliczlinie* nicht durch das Zentrum des Kniegelenks, sondern verläuft etwas medial davon (8 +/- 7 mm, [19]) durch das Tuberculum intercondylare mediale sowie durch Hüft- und Sprunggelenkszentrum.

Abweichungen von der physiologischen Norm lassen sich durch eine Analyse der Beingeometrie exakt bestimmen. Diese ist notwendig, um eine Operationsindikation zu stellen und um im Rahmen der präoperativen Korrekturplanung einen genauen Plan der Vorgehensweise festzulegen [13] [25] [37] [38].

Goldstandard in der Diagnostik von Deformitäten der unteren Extremität ist eine lange, stehend unter Belastung angefertigte Röntgenganzbeinaufnahme (LSR<sup>1</sup>). Diese ist sowohl für die konventionell-zeichnerische als auch für die digitale<sup>2</sup> Korrekturplanung eine grundlegende Vorlage.

Um Aussagen über Achs- und Längenverhältnisse der unteren Extremität treffen zu können, ist die Definition geometrischer Referenzpunkte sinnvoll.

Moreland et al. haben die Gelenkszentren von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk untersucht [27]. Das Hüftgelenkszentrum entspricht dem Zentrum des zirkulären Femurkopfes. Um das Kniegelenkszentrum zu bestimmen, orientiert man sich an

1 Vergleiche Punkt 6.1; LSR: long standing radiography

2 In der Literatur ist alternativ der Ausdruck „Computer-assistiert“ geläufig.

den Tubercula intercondylares tibiae bzw. an der Femurnotch. Sind bei einem arthrotischen und gegebenenfalls subluxierten Kniegelenk die Tubercula intercondylares nicht abgrenzbar, werden zwei separate Mittelpunkte für die gelenkseitigen Anteile von Femur und Tibia bestimmt [35]. Zur Bestimmung der Mittelpunkte der proximalen Tibia und des distalen Femurs sind Tangenten an die subchondralen Zonen der entsprechenden Knochen zu legen und diese anschließend zu halbieren.

Das Sprunggelenkszentrum liegt auf dem Mittelpunkt des Talusdomes.

Die Befundung einer LSR beinhaltet eine geometrische Analyse der unteren Extremität. Hierzu gehören Becken- und Hüftkopfhorizontalstand, die Längen beider Femora und beider Tibiae, die Gesamtbeinlängen sowie der Abstand der *Mikuliczlinie* zur mechanischen Femurachse in Höhe des Kniegelenks (MAD<sup>3</sup>). Des Weiteren sind die in den Abbildungen 1 und 2 dargestellten Winkel zu messen: Caput Collum Diaphysenwinkel (CCDW), anatomischer Lateraler Distaler Femurwinkel (aLDFW), mechanischer Lateraler Distaler Femurwinkel (mLDFW), mechanischer Medialer Proximaler Tibiawinkel (mMPTW), anatomischer Lateraler Distaler Tibiawinkel (aLDTW).

---

3 mechanical axis deviation

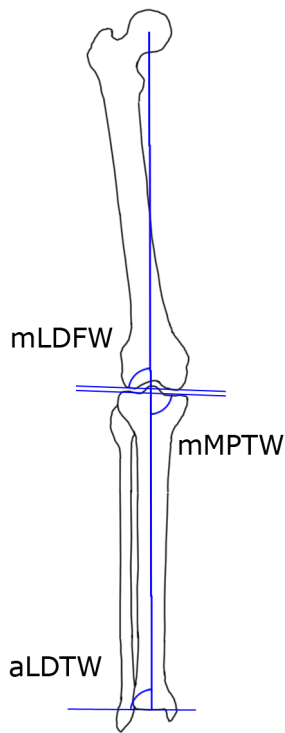


Abbildung 1: mechanischer Lateraler Distaler Femur Winkel (mLDFW), mechanischer Medialer Proximaler Tibia Winkel (mMPTW), anatomischer Lateraler Distaler Tibia Winkel (aLDTW); modifiziert nach [32].

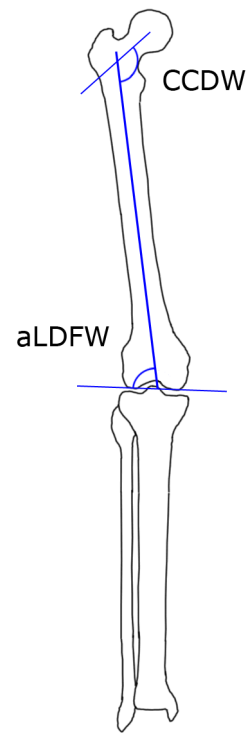


Abbildung 2: Caput Collum Diaphysen Winkel (CCDW), anatomischer Lateraler Distaler Femur Winkel (aLDFW); modifiziert nach [32].

Die physiologischen Referenzbereiche sind in der nachfolgenden Tabelle 1 aufgeführt.

| Winkel | Normalbereich     | Mittelwert |
|--------|-------------------|------------|
| MAD    | 8 +/- 7 mm medial |            |
| CCDW   | 124°-136°         | 130°       |
| aLDFW  | 79°-83°           | 81°        |
| mLDFW  | 85°-90°           | 88°        |
| mMPTW  | 85°-90°           | 87°        |
| aLDTW  | 86°-92°           | 89°        |

Tabelle 1: Physiologische Winkel- und Achsenverhältnisse nach [32]; Mechanical Axis Deviation (MAD:); Caput Collum Diaphysen Winkel (CCDW); anatomischer Lateraler Distaler Femurwinkel (aLDFW); mechanischer Lateraler Distaler Femurwinkel (mLDFW); mechanischer Medialer Proximaler Tibiawinkel (mMPTW); anatomischer Lateraler Distaler Tibiawinkel (aLDTW);

Liegt die MAD außerhalb des physiologischen Bereichs, können dafür Fehlstellungen von Femur oder Tibia, Bandinstabilitäten des Kniegelenks sowie Kondylopathien von Femur oder Tibia verantwortlich sein.

Paley und Tetsworth entwarfen 1992 [34] einen Fehlstellungstest, um die Ursache einer MAD zu identifizieren. Dieser „*Malalignment-Test*“ hat sich mittlerweile zur strukturierten Fehlstellungsanalyse als Standard durchgesetzt [15].

Es werden die Lagebeziehungen der Gelenkflächen einer Extremität und die Lage der Belastungszentren der Gelenke zueinander untersucht.

Die Lage der Kniegelenkslinien<sup>4</sup> in der Frontalebene hat ein bekanntes Verhältnis zur mechanischen Achse von Femur und Tibia, den mLDFW sowie den mMPTW. Werte von weniger als 85° oder mehr als 90° sind unphysiologisch für beide Winkel und zeigen die Ursache der Fehlstellung auf – femoral und / oder tibial.

Die beiden Kniegelenkslinien von Femur und Tibia verlaufen physiologisch nahezu parallel ( $\leq 3^\circ$ ). Weicht dieser Winkel von der Norm ab, sind ein Knorpelverlust oder eine Bandinstabilität bis hin zur Subluxation als Ursache wahrscheinlich.

Zeichnet man die Gelenkslinien an die Kondylen von Femur und Tibia als Halblinien, und sollten diese eine Stufe oder einen Winkel bilden, weist dies auf eine kondyläre Pathogenese.

Für den Fall, dass der Fehlstellungstest eine femorale Fehlstellung ergibt, muss überprüft werden, ob der mMPTW innerhalb des physiologischen Bereichs liegt. Andernfalls ist eine zusätzliche Tibiakorrektur indiziert. Analog hierzu ist bei einer tibialen Deformität der mLDFW zu analysieren, ob nicht auch eine Femurkorrektur durchzuführen ist. Auch bei gleichzeitiger Ober- und Unterschenkelkorrektur sind diese Winkel zu befunden.

---

4 Gelenkslinien oder Gelenkorientierungslinien geben die Stellung eines Gelenkes in einer Ebene an. Die Gelenkslinie des oberen Sprunggelenkes in der Frontalebene wird der Tibiaunterseite angelegt bzw. verläuft tangential der beiden Talushöcker.

Die Kniegelenkslinie wird in der Frontalebene den beiden Tibiaplateaus angelegt. Für den distalen Femur berührt sie tangential die beiden distalsten Punkte der Konvexität der Femurkondylen.

### 3 Konventionelle Korrekturplanung

Paley [33] entwickelte 1994 für die Korrekturplanung der unteren Extremität die „CORA-Methode“ (*CORA method of mechanical and anatomic axis planning*), die mittlerweile international etabliert ist [15]. Kernpunkt dieser Methode ist die CORA (*Center of Rotation of Angulation*). Darüber hinaus löste die von Paley neu eingeführte Nomenklatur der Gelenkwinkel (vgl. Punkt 2) [32] die bislang in der Literatur verwendete uneinheitliche, nicht-standardisierte Terminologie weitgehend ab.

#### 3.1 Die CORA-Methode

Die CORA-Methode ist ein System der geometrischen Korrekturplanung, das entweder auf anatomischen oder auf mechanischen Achsen der unteren Extremität basiert. Erfolgt eine Umstellungsosteotomie auf Höhe der CORA, lassen sich physiologische Achsverhältnisse erreichen, da die Gelenkszentren von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk auf der mechanischen Belastungsachse des Beins ausgerichtet werden können. Für Korrekturen mit Marknägeln ist diese Methode nur in Einzelfällen geeignet, da die unter anderem durch die Verriegelungsoptionen des Implantates vorgegebene Osteotomiehöhe selten mit der CORA zusammenfällt.

Verlaufen Femur oder Tibia gekrümmt, setzen sich deren mechanische bzw. anatomische Achsen aus je einem proximalen und einem distalen Segment zusammen. Diese werden als PMA (proximal mechanical axis) bzw. PAA (proximal anatomic axis) und DMA (distal mechanical axis) bzw. DAA (distal anatomic axis) bezeichnet (Abbildungen 3 bis 6).

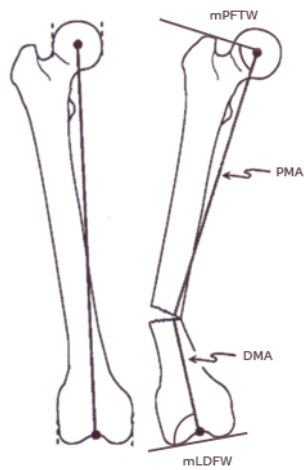


Abbildung 3:

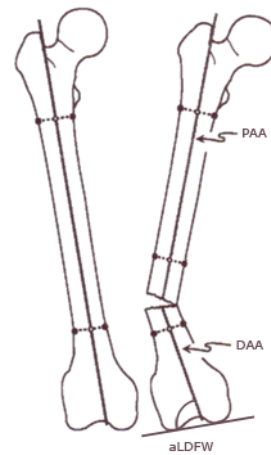


Abbildung 4:

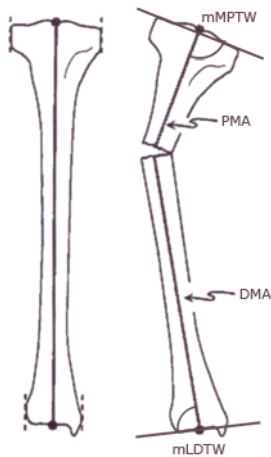


Abbildung 5:

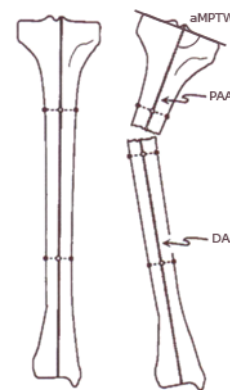


Abbildung 6:

Abbildungen 3 bis 6 modifiziert nach [32]: Proximale mechanische Achsen (PMA) und distale mechanische Achsen (DMA) sowie proximale anatomische Achsen (PAA) und distale anatomische Achsen (DAA) von Femur und Tibia; mechanischer proximaler Femur Tangenten Winkel (mPFTW), mechanischer Lateraler Distaler Femur Winkel (mLDFW), anatomischer Lateraler Distaler Femur Winkel (aLDFW), mechanischer Medialer Proximaler Tibia Winkel (mMPTW), mechanischer Lateraler Distaler Tibia Winkel (mLDTW), anatomischer Medialer Proximaler Tibia Winkel (aMPTW);

Beide Teilachsen eines gekrümmten Knochens schneiden sich in der CORA und werden daher zur Bestimmung dieses Deformitätszentrums herangezogen [34]. Der Winkel, den die jeweiligen Achsen einschließen, gibt das Ausmaß der Fehlstellung an.

Ist das Zentrum der Deformität im Bereich der Diaphyse, können die anatomi-



schen Achsen durch Konstruktion der diaphysären Mittellinien bestimmt werden. Sollte die Krümmung jedoch metaphysär oder gelenksnah liegen, kann die diaphysäre Mittellinie nur für den Teil des Knochens, der auf der diaphysären Seite der *CORA* liegt, nicht jedoch für die Gelenkseite gezeichnet werden. Die Geometrie des gelenkbildenden Knochenanteils wird in diesem Fall mit Hilfe von Gelenkslinien (vgl. Punkt 2) konstruiert.

Die mechanischen Achsen der Femur- oder Tibiasegmente lassen sich ähnlich herleiten. Da sie durch die Gelenkszentren verlaufen, muss nur deren Stellung zum Gelenk bekannt sein, um sie zeichnen zu können. Für die Konstruktion sind die bekannten Winkel zwischen mechanischer und benachbarter anatomischer Achse bzw. zwischen mechanischer Achse und Gelenkslinie nachzuschlagen. Liegen die Winkel der Gegenseite im Normalbereich, können sie als Referenzwerte herangezogen werden [32].

Paley hat folgende Regeln zur Osteotomie formuliert:

1. Die anatomischen bzw. mechanischen Achsen des proximalen und distalen Knochenfragmentes liegen nach erfolgter Korrektur auf einer Linie, wenn das Ausmaß der Korrektur dem Deformitätswinkel entspricht.
2. Sollte die Osteotomielinie die *CORA* nicht schneiden, sind sowohl eine Winkelkorrektur als auch eine Translationskorrektur notwendig, damit PAA und DAA bzw. PMA und DMA auf eine Linie korrigiert werden können.
3. Existieren mehrere Deformitätszentren an einer Extremität, ist für eine vollständige Begradigung der anatomischen bzw. mechanischen Achsen für jede *CORA* eine Osteotomie erforderlich. Die Höhe der *CORA* und das Ausmaß der Korrektur sind von der diaphysären Mittellinie abhängig, die variieren kann. Die Höhe und die Größe der Korrektur an einem Extremitätenende legt hierbei Höhe und Größe der folgenden Korrektur am anderen Ende der Extremität fest.

## 3.2 Digitale konventionelle Korrekturplanung

Die *CORA*-Methode kommt im klinischen Alltag häufig zeichnerisch zur Anwendung, wobei entweder direkt auf langen Ganzbeinaufnahmen oder auf Transpa-

rentpapier gezeichnet wird. Eine Achsanalyse erfolgt nach dem Nachzeichnen der Knochenkonturen, das Korrekturziel wird durch Zerschneiden der Röntgenaufnahme simuliert [13].

Gladbach et al. [16] haben diese sorgfältigen, validen Planungsschritte durch die Mitgestaltung des PC-basierten Planungsprogramms „*Osteotomiemodul II*®“ in Zusammenarbeit mit der Firma *HecTec*® digital umgesetzt. Es wurde ein für den Bereich orthopädische Chirurgie und Achskorrektur optimiertes CAD-System entwickelt. So konnte der hohe Zeitbedarf analoger, vor allem komplexerer Planungen erheblich reduziert werden. Das Programm ist in der Lage, die Folgen, die sich aus einer Verlagerung der Korrekturachse ergeben, automatisch zu visualisieren. Dies erleichtert die Wahl der Osteotomiehöhe unter Berücksichtigung der auftretenden Translations- und Längenphänomene.

## 4 Reverse Korrekturplanungsmethode (RPM)

### 4.1 Grundlagen der RPM

Baumgart [5] veröffentlichte „Die Reverse Korrekturplanungsmethode zur Beinverlängerung mit oder ohne Achsenkorrektur mit einem geraden Marknagel“ (RPM). Da sowohl die konventionelle als auch die digitale Planung im Zentrum für korrigierende und rekonstruktive Extremitätenchirurgie München (ZEM-Germany) nach dieser Methode durchgeführt werden, ist deren genaue Kenntnis für die Bearbeitung dieser Thematik erforderlich.

Die RPM geht von einem „idealen“ geometrischen Endergebnis der Korrekturmaßnahme aus. Zunächst wird ein Zustand konstruiert, der das Behandlungsziel, also die Achs- und Längenverhältnisse nach der Korrektur, darstellt. Das nach einer simulierten Osteotomie neu ausgerichtete diaphysäre Knochenfragment der zu korrigierenden Extremität wird anschließend entlang der Marknagelachse verschoben<sup>5</sup>, bis sich die Osteotomieflächen berühren. Durch dieses „reverse“ Verschieben entlang der Marknagelbahn lässt sich der unmittelbar postoperative Zustand herleiten. Dieser ist intraoperativ unbedingt zu erreichen, da bereits kleine Abweichungen nach abgeschlossener Distraction zu Fehlstellungen führen.

Grundsätzlich sind bei der präoperativen Korrekturplanung die klinischen Untersuchungsbefunde, eventuell vorhandene Rotationsfehlstellungen sowie Fehlstellungen in der lateralen Ebene zu berücksichtigen.

Bevor die Planung am Zeichenbrett beginnt, ist zu entscheiden, welcher Knochen korrigiert werden muss. Für die geometrische Analyse (vgl. Punkt 2) verwendet man eine mit zentrierter Patella im Stehen aufgenommene lange Röntgenganzbeinaufnahme. Zusätzlich ist der *Malalignment-Test*, wie von Paley beschrieben (vgl. Punkt 2), erforderlich. So kann der zu korrigierende Knochen identifiziert, eine Längendiskrepanz gemessen und eine eventuelle Achsabweichung aufgedeckt werden.

Den folgenden Erläuterungen zur RPM sind Abbildungen nach [5] mit freundlicher Genehmigung des Autors im Anhang dieser Arbeit beigelegt.

---

5 Der Knochen wird zeichnerisch „verkürzt“

### 4.1.1 Femurkorrektur

Eine alleinige Korrektur des Femur sollte nur dann durchgeführt werden, wenn der mechanische Mediale Proximale Tibia-Winkel (mMPTW) innerhalb der physiologischen Norm ( $85^\circ - 90^\circ$ ) liegt. Andernfalls ist abzuwägen, ob die Abweichung tolerabel ist oder ob die Notwendigkeit einer zusätzlichen Korrektur der Tibia besteht.

#### 4.1.1.1 Antegrade Marknagelung

Schritt 1:

Zunächst wird das Zentrum der Deformität (*CORA*; Anhang, Bild 1a) konstruiert und für eine bessere intraoperative Orientierung die mechanische Achse des gesamten Beins im präoperativen Zustand eingezeichnet.

Schritt 2:

Der physiologische, ideale Verlauf der *Mikuliczlinie* ist in Punkt 2 beschrieben. Dieser wird konstruiert, indem man zunächst das angestrebte Belastungszentrum im Kniegelenk und das Sprunggelenkszentrum auf der *Mikuliczlinie* ausrichtet, und anschließend das proximale Femurfragment umstellt.

Dieses Prinzip wird umgesetzt, indem man auf ein neues Stück Transparentpapier nun mittig eine senkrechte Linie einzeichnet. Dieses Papier wird so mit dem Ausdruck zur Deckung gebracht und fixiert, dass die senkrechte Linie (angestrebte *Mikuliczlinie*) das Sprunggelenkszentrum und das gewünschte Belastungszentrum im Kniegelenk passiert. Der Ausdruck und das Transparentpapier sind mit lot-rechter *Mikuliczlinie* auf dem Zeichenbrett auszurichten (Anhang, Bild 1b).

Schritt 3:

Es folgt die Übertragung der Knochenkonturen sowie der Gelenkmittelpunkte auf das Transparentpapier.

Schritt 4:

Um das Längenziel der Korrektur festzulegen, zeichnet man die Position CH des

Femurkopffzentrums im endverlängerten Zustand auf der *Mikuliczlinie* entsprechend der kalkulierten Verlängerungsstrecke ein (Anhang, Bild 1c).

#### Schritt 5:

Die Höhe der Osteotomie wird möglichst nahe der *CORA* (Anhang, Bild 1a) gewählt. Die exakte Osteotomiehöhe hängt von der Entscheidung des Operateurs, von der Größe des distalen Femurfragmentes und von den Verriegelungsoptionen des verwendeten Implantates ab.

Folgende Faktoren sind bei der Wahl der Osteotomiehöhe zu beachten:

- Der distale Anteil des Femur muss eine ausreichende Verriegelung des intramedullären Nagels gewährleisten.
- Der Nagel sollte an der „Stirnseite“ des eintrittsfernen Knochenfragments in den Markraum eintreten. Ein Eintritt nahe der Kortikalis ist zwar technisch möglich, dies bedingt jedoch das Risiko von Knochenheilungsstörungen.

#### Schritt 6:

Anschließend erstellt man eine Schablone, indem die Kontur des proximalen Femurfragments bis zur Osteotomielinie auf ein weiteres Stück Transparentpapier übertragen wird. Neben der anatomischen Femurachse werden die Nagelgrenzen maßstabsgetreu eingezeichnet. Um das Implantat exakt dem Markraum anzupassen, sind neben der Kortikalisdicke auch deren Verlauf zu beachten. Die Nagelkontur wird über das Knochenfragment hinaus gemäß Bild 1d (Anhang) verlängert.

Eventuell vorhandene Krümmungen des Knochens müssen in beiden Ebenen berücksichtigt werden. Der ausgewählte Implantatdurchmesser und die Korrekturstrategie sollten keine unverhältnismäßige Fräsung der Kortikalis erfordern, welche die Knochenstabilität beeinflussen würde. Ist eine gerade Führung nicht möglich, kann entweder eine Änderung der Osteotomiehöhe erwogen oder eine weitere Osteotomie im proximalen Femurdrittel indiziert sein.

#### Schritt 7:

Die Schablone mit dem Femurfragment wird nun unter das lange Transparentpa-

pier geschoben und mit dem Hüftkopfbereich exakt auf das in Schritt 4 festgelegte Verlängerungsziel CH ausgerichtet. Sie wird so um das Hüftkopfbereich gedreht (Anhang, Bild 1e), dass

- der Nagel möglichst mittig in das distale Fragment eintritt und innerhalb des Knochens verläuft;
- der mechanische proximale laterale Femur Winkel im physiologischen Bereich liegt ( $85^\circ - 95^\circ$  [36]).

Ist ein Nagelverlauf nach diesen Kriterien nicht möglich, sollte die Osteotomiehöhe nach distal verschoben werden, wobei die Verriegelungsmöglichkeiten zu berücksichtigen sind. Einschränkungen bezüglich der Verriegelung des Nagels sind in Schritt 5 beschrieben.

Ist die Schablone fixiert, wird durch Nachzeichnen des Nagels und des Knochenfragmentes bis zur Osteotomie der endverlängerte Zustand festgehalten (Anhang, Bild 1f).

Der Eintrittspunkt des Nagels in das distale Knochenfragment ist nun definiert. Die Lücke zwischen beiden Knochenfragmenten entspricht der Verlängerungstrecke.

#### Schritt 8:

Die Schablone mit dem proximalen Femursegment wird entlang der Achse des Nagels nach distal verschoben, bis sich beide Knochenfragmente berühren. Der Vorgang der Verlängerung über einen Marknagel wird also schematisch umgekehrt und entspricht der „reversen“ Verlängerung über einen Marknagel (reverses Verschieben entlang der Marknagelachse). Dabei wird das Hüftgelenkszentrum CH parallel zur Marknagelachse verschoben und so die neue Hüftgelenksposition CH' (Anhang, Bild 1g) konstruiert. Diese Position stellt den postoperativen Zustand dar. Es dürfen intraoperativ keine Abweichungen toleriert werden, um bei der Distraction den geplanten Verlängerungsendpunkt exakt erreichen zu können, da während der Verlängerungsphase keine Korrekturen mehr möglich sind. Die Position, die der Hüftkopf nach der Distraction einnehmen wird, ist also bereits postoperativ, vor Beginn des Verlängerungsprozesses, definiert.

Ist die Position des Nagels im kniegelenksnahen Knochenfragment von einer Kortikalisseite deutlich weiter entfernt als von der anderen, kann eine Blockschraube indiziert sein, um den Nagel zusätzlich zu stützen.

Die exakte geometrische Position der Knochenfragmente<sup>6</sup> sowie die Position des Nagels im Bereich des Kniegelenks sind zu dokumentieren. Auch intraoperativ werden diese Aspekte mittels Bildwandler (bei nach vorne zentrierter Patella) festgehalten (Anhang, Bild 1h).

#### 4.1.1.2 Retrograde Marknagelung

Aufgrund eines geringeren operativen Aufwands sowie des besseren kosmetischen Ergebnisses erscheint dieses Verfahren im Vergleich zur antegraden Marknagelimplantation vorteilhaft.

Anatomische Abweichungen des proximalen Femur wie eine Coxa valga oder eine Biegung im proximalen Drittel in der seitlichen Ebene wären ein Hindernis für eine antegrade Nagelung. Die Planung einer retrograden Nagelimplantation beeinflussen sie jedoch nicht, da der Nagel meist distal der Deformität endet. Ein weiteres Argument für eine retrograde Femurmarknagelung kann der geringere Weichteilschaden des interkondylären Zugangsweges sein. Der orthograde Zugang über die fossa piriformis kann besonders bei adipösen Patienten erschwert sein. Ebenso wird das Risiko von iatrogenen Schenkelhalsfrakturen und partiellen Femurkopfnekrosen einer orthograden Marknagelung durch den retrograden Nagelverlauf eliminiert [20].

Die Planungsschritte 1 mit 5 werden analog zur Planung einer Femurkorrektur mittels antegrader Nagelung (Punkt 4.1.1.1) durchgeführt. So sind die CORA und die mechanische Achse zu bestimmen, Planungsausdruck und Transparentpapier auszurichten sowie CH und OL festzulegen (Anhang, Bilder 2a-c).

Schritt 6:

Das proximale Femurfragment wird bis zur Osteotomielinie auf ein weiteres Stück Transparentpapier gezeichnet. Neben der anatomischen Femurachse werden die Nagelgrenzen markiert (Anhang, Bild 2d). Der Nagel zentriert sich in der Dia-

---

6 Laterale oder mediale Stufenbildung, Stufenbildung in der Sagittalebene

physe entsprechend seiner Länge, dem Verlauf der Kortikalis sowie deren Dicke. Die Nagelkontur wird über das Knochenfragment hinaus verlängert.

Eventuell vorhandene Krümmungen des Knochens müssen in beiden Ebenen berücksichtigt werden. Der Nagel sollte die Kortikalis nicht durchbrechen, insbesondere auf Höhe der Osteotomie. Ist eine gerade Führung nicht möglich, muss entweder eine Änderung der Osteotomiehöhe oder eine weitere Osteotomie im proximalen Drittel erwogen werden.

Schritt 7:

Die Schablone mit dem Femurfragment wird nun unter das lange Transparentpapier geschoben und mit dem Hüftkopfszentrum exakt auf das in Schritt 4 festgelegte Verlängerungsziel CH ausgerichtet. Sie wird nun um CH so geschwenkt, dass der Nagel exakt in der Mitte beider Femurkondylen eintritt, ohne den Knorpel oder das vordere Kreuzband zu verletzen (Anhang, Bild 2e).

Die weiteren Planungsschritte erfolgen analog zur Planung einer antegraden Marknagelung (vgl. 4.1.1.1; Anhang, Bilder 2f und 2g).

#### 4.1.2 Tibiakorrektur

Eine alleinige Korrektur der Tibia sollte nur durchgeführt werden, wenn der mLDFW innerhalb der physiologischen Norm liegt. Andernfalls ist abzuwägen, ob eine zusätzliche Korrektur des Femur notwendig ist.

Schritt 1:

Zunächst wird die *CORA* markiert und für eine bessere intraoperative Orientierung die mechanische Achse des gesamten Beins im präoperativen Zustand eingezeichnet (Anhang, Bild 3a).

Schritt 2:

Der physiologische, ideale Verlauf der *Mikuliczlinie* ist in Punkt 2 beschrieben. Dieser wird konstruiert, indem man zunächst das Hüftgelenkszentrum und das angestrebte Belastungszentrum im Kniegelenk auf der *Mikuliczlinie* ausrichtet,



und anschließend das distale Tibiafragment umstellt. Auf ein neues Stück Transparentpapier wird nun mittig eine senkrechte Linie eingezeichnet. Dieses Papier wird so mit dem Ausdruck zur Deckung gebracht und fixiert, dass die Linie als gewünschte *Mikuliczlinie* Hüftgelenkszentrum und angestrebtes Belastungszentrum im Kniegelenk passiert. Der Ausdruck und das Transparentpapier sind mit lotrechter *Mikuliczlinie* auf dem Zeichenbrett auszurichten (Anhang, Bild 3b).

Schritt 3:

Es folgt die Übertragung der Knochenkonturen auf das Transparentpapier.

Schritt 4:

Das Längenziel der Korrektur wird festgelegt, indem man auf der *Mikuliczlinie* die Position des Sprunggelenkszentrums CA entsprechend der kalkulierten Verlängerungsstrecke einzeichnet (Anhang, Bild 3c). Diese neue Sprunggelenksposition kennzeichnet das Ziel des Verlängerungsprozesses.

Schritt 5:

Die Höhe der Osteotomie (OL; Anhang, Bild 3c) wird möglichst nahe der CORA gewählt. Hierbei gelten die technischen Überlegungen für eine ausreichende Knochensegmentfixierung gemäß der Verriegelung des vorgesehenen intramedullären Nagels.

Wählt man das proximale Fragment zu kurz, kann die Stabilisierung des Knochens mit dem Nagel und seinen Verriegelungsschrauben problematisch werden. Wird hingegen das proximale Fragment zu lang gewählt, besteht die Gefahr, dass der Nagel nicht innerhalb der Kortikalisbegrenzung aus dem proximalen Tibiafragment austritt, wodurch es zu Knochenheilungsstörungen kommen kann.

Schritt 6:

Anschließend erstellt man eine Schablone, indem das distale Tibiafragment bis zur Osteotomielinie auf ein weiteres Stück Transparentpapier gezeichnet wird. Neben der anatomischen Tibiaachse werden die Nagelgrenzen markiert (Anhang, Bild 3d). Der Nagel zentriert sich in der Diaphyse entsprechend seiner Länge, dem Verlauf der Kortikalis sowie deren Dicke, auch wenn der Markraum Krümmungen aufweist. Die Nagelkontur wird über das Knochenfragment hinaus ge-

mäß Bild 3d (Anhang) verlängert.

Auch bei der Marknagelung der Tibia müssen Krümmungen des Knochens in beiden Ebenen sowie der Durchmesser des Markraumes berücksichtigt werden. Ist eine gerade Führung nicht möglich, ohne die Kortikalis zu beschädigen, kann entweder eine Änderung der Osteotomiehöhe oder eine weitere Osteotomie im mittleren oder distalen Drittel erwogen werden.

Schritt 7:

Die Schablone mit dem distalen Tibiafragment wird nun unter das lange Transparentpapier geschoben und mit dem Sprunggelenkszentrum exakt auf das in Schritt 4 festgelegte Verlängerungsziel CA positioniert. Die Schablone wird durch Schwenken um diesen Punkt ausgerichtet. Der Eintrittspunkt des Nagels sollte in der Nähe der PAA liegen, um beim Einbringen des Nagels keine Knorpelstrukturen zu verletzen. Außerdem muss der Nagel, zeichnerisch aus dem distalen Fragment kommend, mit seiner Begrenzung in die Stirnfläche des proximalen Tibiafragment auf Höhe der Osteotomie eintreten. Andernfalls muss die Osteotomiehöhe nach proximal verschoben werden, wobei die Bedingungen für eine ausreichende Fixierung des proximalen Fragments berücksichtigt werden müssen. Ist die Schablone fixiert, wird durch Nachzeichnen des Nagels und des distalen Knochenfragmentes bis zur Osteotomie der endverlängerte Zustand festgehalten (Anhang, Bild 3e).

Der Eintrittspunkt des Nagels in das distale Knochenfragment ist nun definiert. Die Lücke zwischen beiden Knochenfragmenten entspricht der erforderlichen Verlängerungsstrecke.

Schritt 8:

Die Schablone wird nun entlang der Achse des Nagels verschoben, bis sich beide Knochenfragmente berühren. Dieser Vorgang entspricht der reversen Verlängerung über einen Marknagel (vgl. 4.1). Dabei wird das Sprunggelenkszentrum CA parallel zur Marknagelachse verschoben und die neue Sprunggelenksposition CA' (Anhang, Bild 3f) konstruiert. Diese Position stellt den postoperativen Zustand dar. Es dürfen intraoperativ keine Abweichungen toleriert werden, um bei der Distraction den geplanten Verlängerungsendpunkt exakt erreichen zu können, da

während der Verlängerungsphase keine Korrekturen mehr möglich sind. Die Position, die das Sprunggelenkszentrum nach Distraction einnehmen wird, ist bereits postoperativ, also vor Beginn des Verlängerungsprozesses, definiert.

Die exakte geometrische Position der Knochenfragmente<sup>7</sup> sowie die Position des Nagels im Bereich des Kniegelenks sind zu dokumentieren. Auch intraoperativ werden diese Aspekte mittels Bildwandler (bei nach vorne zentrierter Patella) kontrolliert (Anhang, Bild 3g).

#### 4.1.3 Gleichzeitige Korrektur von Femur und Tibia

Die physiologischen Bereiche des mLDFW und des mMPTW betragen 85°-90°. Sollen durch die Korrektur physiologische Kniegelenkwinkel erreicht werden, wird eine Kniegelenkslinie in einem Winkel von ca. 88° (Mittelwert des mLDFW nach [32]) zur mechanischen Achse angestrebt (Anhang, Bild 4a). Dieser Wert kann innerhalb der erwähnten physiologischen Norm variieren, falls beispielsweise eine Korrektur erwünscht wird, die sich an der Geometrie der kontralateralen Extremität orientiert.

##### 4.1.3.1 Femur - antegrade Marknagelung, Tibia - antegrade Marknagelung

Schritt 1:

Zunächst werden die Zentren der Deformitäten (*CORA*) markiert und für eine bessere intraoperative Orientierung die mechanische Achse des gesamten Beins im präoperativen Zustand eingezeichnet (Anhang, Bild 4a).

Schritt 2:

Ein langes Stück Transparentpapier wird mittig mit einer senkrechten Linie als mechanische Achse sowie einer kreuzenden Linie im Winkel von 88° in der Mitte des Papiers versehen. Diese Linie ist an den Femurkondylen als Kniegelenkslinie<sup>8</sup>

---

7 Laterale oder mediale Stufenbildung, Stufenbildung in der Sagittalebene;

8 vgl. Punkt 2

auszurichten. Die *Mikuliczlinie* passiert hierbei das angestrebte Belastungszentrum des Kniegelenks im physiologischen Bereich (vgl. 2). Die Kniegelenksebene steht in einem Winkel von  $88^\circ$  zur mechanischen Achse (Anhang, Bild 4b).

Da diese Linien höchste Relevanz für die folgende Planung haben, müssen sie exakt positioniert werden. Sind digitale Röntgenbilder vorhanden, sollte dieser Bereich stark vergrößert beurteilt und diese Arbeitsschritte unter ausreichender Detailauflösung durchgeführt werden.

Der Ausdruck und das Transparentpapier werden mit lotrechter *Mikuliczlinie* auf dem Zeichenbrett ausgerichtet.

Schritt 3:

Es folgt die Übertragung der Knochenkonturen sowie der Gelenkmittelpunkte auf das Transparentpapier.

Schritt 4:

Es sind zwei Osteotomien notwendig, eine für den Femur und eine für die Tibia (Anhang, Bild 4c).

In den folgenden Schritten werden Femur und Tibia an der in Schritt 2 konstruierten mechanischen Achse ausgerichtet (den Verlängerungsprozess eingeschlossen).

Die Planung der Korrektur am Femur erfolgt gemäß den Anweisungen für die antegrade Nagelung, nach den Schritten 4-8 unter Punkt 4.1.1.1.

Die Korrektur der Tibia plant man, wie in den Schritten 4-8 Punkt 4.1.2 beschrieben.

In der Planung wird das Kniegelenk geometrisch vollständig frei. Es ist exakt an der mechanischen Achse auszurichten. Anschließend werden proximaler Femur und distale Tibia unter Berücksichtigung von Umstellungs- und Verlängerungsprozessen entsprechend den physiologischen Gelenkwinkeln umgestellt (Anhang, Bilder 4 e & f).

#### 4.1.3.2 Femur - retrograde Marknagelung, Tibia - antegrade Marknagelung

Die ersten Schritte sind mit der unter Punkt 4.1.3.1 in den Schritten 1 mit 4 beschriebenen Anleitung für die antegrade Nagelung des Femur und für die antegrader Nagelung der Tibia identisch (Anhang, Bilder 4a mit 4c).

Die Planung der Korrektur am Femur erfolgt gemäß den Anweisungen der Planung der retrograden Nagelung, wie unter Punkt 4.1.1.2 in den Schritten 6-8 beschrieben.

Die Korrektur der Tibia plant man den Schritten 5-8 in Punkt 4.1.2 folgend.

## 4.2 Zeichnerische Umsetzung der *RPM*

Die beschriebene Korrekturplanungsmethode wird im *ZEM-Germany* zeichnerisch auf langem Pergamentrollenpapier der Größe 30 x 110 cm durchgeführt [13] [24] (Abbildung 7).

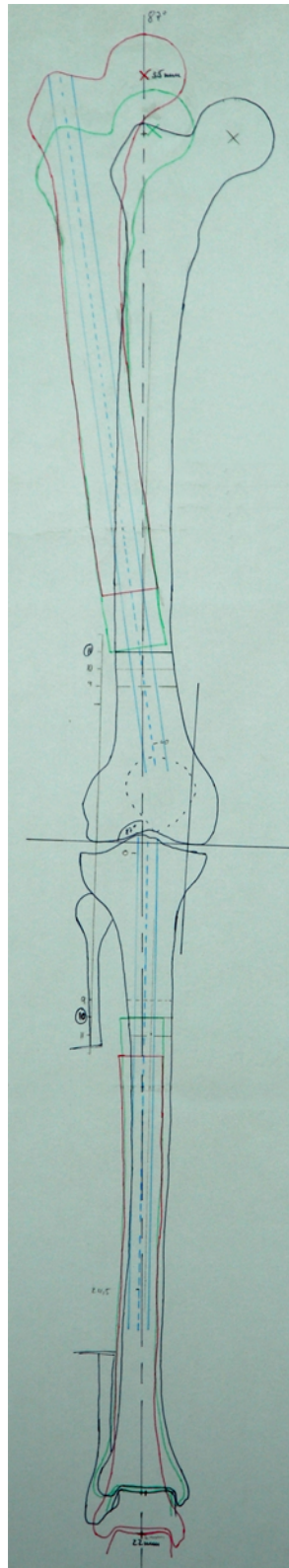


Abbildung 7: Das Beispiel einer kombinierten Ober- und Unterschenkelverlängerung zeigt die konventionelle, zeichnerische Umsetzung der *reversen Korrekturplanungsmethode* auf Transparentpapier. Der präoperative Zustand ist schwarz, der postoperative Zustand ist grün, der Zustand nach abgeschlossener Distraction (Behandlungsziel) ist rot gezeichnet.

Als Arbeitsunterlage dient ein hochformatiges Zeichenpult, das mit Leuchtstoff-

röhren für eine Hintergrundbeleuchtung ausgerüstet ist [29]. Die Beleuchtung ähnelt in ihrer Funktionsweise der eines Röntgenschirms. Diese Bauweise ermöglicht ein Nachzeichnen anatomischer Strukturen von dem Ausdruck der Röntgenaufnahme auf das Transparentpapier.

Die Transparentpapierblätter sind bei der Planungsarbeit mit Klebeband auf einem Ausdruck der LSR (Maßstab 1:1) fixiert.

Wird das Pergamentpapier über den Planungsausdruck gehängt, sind anatomische Strukturen, wie z.B. die äußeren Kortikalisbegrenzungen häufig nicht mehr sichtbar. Daher ist nach dem Ausdrucken der LSR, insbesondere bei adipösen Patienten, das Nachzeichnen der Knochenbegrenzungen mit einem Bleistift notwendig.

Nach abgeschlossener Behandlung müssen Patientenunterlagen in Deutschland für einen Zeitraum von 10 Jahren archiviert werden [14]. Dies fordert von Kliniken und Praxen nicht nur räumliche Valenzen, es ist auch arbeits- und zeitaufwändig, diese Archive zu betreiben.

### 4.3 Digitale Umsetzung der *RPM*

Da die zeichnerische Umsetzung der *RPM*, wie unter Punkt 4.2 beschrieben, relativ aufwändig ist, sollte eine digitale Lösung zur Umsetzung der Korrekturplanungsmethode erarbeitet werden.

## 5 Fragestellung: Anforderungen an die *digitale RPM*

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der *digitalen Korrekturplanung bei operativen Bein Korrekturen mit voll implantierbaren Distraktionsmarknägeln*. Ziel war es, die *RPM*, die bislang konventionell auf dem Papier angewendet wurde, zu digitalisieren und auf dem Personal Computer (PC) durchzuführen. Zu dem Zeitpunkt der Anfertigung der vorliegenden Arbeit ist in der Literatur keine digitale Umsetzung der *RPM* beschrieben.

Zur Umsetzung einzelner Arbeitsschritte mussten folgende Problempunkte behandelt werden:

### 5.1 Projektionsfehler einer langen Röntgenganzbeinaufnahme

Bei der Anfertigung einer Röntgenaufnahme entsteht durch Strahlendivergenz ein Projektionsfehler, der unter anderem zur Vergrößerung des zu untersuchenden Gegenstandes auf dem Film bzw. auf der Folie führt. Betrachtet man eine LSR, hat dieser Effekt eine projektionsbedingte Beinverlängerung zur Folge [21].

Röntgenstrahlen verlaufen von der Röntgenröhre ausgehend divergent. Sie durchdringen bei der im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Röntgenanlage nach einer Distanz von ca. 2,70 m den Patienten, bevor Sie nach weiteren 30 cm Laufstrecke eine Phosphorspeicherfolie belichten (vgl. Punkt 6.1). Durch die Divergenz der Röntgenstrahlen entsteht ein Vergrößerungseffekt, da die Strahlung auch zwischen Patient und Ablichtungsmedium nicht parallel sondern weiter divergent läuft. Dieser Vergrößerungseffekt und die dabei auftretenden Verzerrungsphänomene werden als Parallaxenfehler bezeichnet. Um fehlerhafte Längen- und Winkelmessungen zu vermeiden bzw. eine LSR in realer Größe zu erhalten, muss dieser Effekt ausgeglichen werden [10] [22].



## 5.2 Arbeitsaufwand durch vorbereitende Arbeitsschritte

Wird eine Korrektur unter Anwendung der konventionellen *RPM* geplant, sind zu Beginn der Planung vorbereitende Arbeiten notwendig (vgl. 4.1). Neben dem Ausdruck der vorher in einem gängigen Bildbearbeitungsprogramm skalierten LSR (vgl. 5.1) sind mehrere Schablonen aus Transparentpapier anzufertigen, die zur Orientierung teilweise mit mittigen Linien versehen werden müssen. Der Ausdruck ist anschließend zuzuschneiden und muss auf dem großformatigen Leuchtschirm ausgerichtet und fixiert werden. Letztendlich werden die Gelenkszentren von Hüft-, Knie- und Sprunggelenken analog gemessen und markiert. Durch die Messung von Strecken zwischen bestimmten Landmarken (vgl. Punkt 2) und anschließende Halbierung der gemessenen Distanzen lassen sich die Gelenkszentren definieren.

Auch bei der Planung am PC fallen vorbereitende Arbeiten an. Das Erstellen einer neuen Datei in einem Bildbearbeitungsprogramm erfordert sogenannte Seiteneinstellungen. So müssen die Größe der Arbeitsfläche und die Auflösung, also die Zahl der Bildpunkte pro Flächeneinheit und damit die Detailgenauigkeit der Bildwiedergabe, festgelegt werden. Für die ersten digitalen Planungen musste zunächst eine neue Datei erstellt werden, die eine ausdrucksorientierte Auflösung aufwies. Die Datei war so abzumessen, dass nach abgeschlossener Planung auf laufendem Pergamentrollenpapier gedruckt werden konnte. Um die Skalierung durchführen zu können und die Übersicht auf dem Planungsausdruck zu verbessern, waren Hilfslinien einzufügen.

Analog zur konventionellen *RPM*, wurde die geometrische Bestimmung der Gelenkszentren durchgeführt.

Der Arbeitsaufwand dieser sich wiederholenden Planungsschritte soll bei der digitalen Umsetzung der *RPM* reduziert werden.

### 5.3 Belichtung der langen Röntgenganzbeinaufnahme

Aufgrund unterschiedlicher Masse des Weichteilgewebes an Hüft- und Sprunggelenk kann eine LSR nicht in allen Bereichen optimal belichtet und kontrastiert sein, sofern keine partiellen Absorber (z.B. Keile aus Aluminium) verwendet werden. Die Erkennung für die Planung wichtiger anatomischer Strukturen ist daher deutlich erschwert, vor allem bei adipösen Patienten.

Für die konventionelle Korrekturplanung erfolgt eine Belichtungskorrektur der LSR vor dem Ausdruck. Stellt sich während der Planung heraus, dass einzelne Strukturen nicht optimal belichtet und evtl. sogar nicht zu erkennen sind, lässt sich der Planungsausdruck nicht mehr korrigieren.

Die digitale Umsetzung der *RPM* soll zu jedem Zeitpunkt der Planung eine einfache Belichtungskorrektur ermöglichen. Die Belichtung und der Kontrast sollen auch in Teilbereichen optimiert werden können.

### 5.4 Hauptursachen möglicher Planungsungenauigkeiten

Nach simulierter Distraction werden bekannter Weise physiologische Achsenverhältnisse erreicht, wenn Hüftgelenkszentrum und Sprunggelenkszentrum auf der *Mikuliczlinie* liegen und diese die Kniegelenkslinie im definierten Belastungszentrum des Kniegelenks schneidet. Um diesen Zustand zu konstruieren, wird beispielsweise bei alleiniger Oberschenkelkorrektur die zu korrigierende Extremität so gedreht, dass das Sprunggelenkszentrum und das angestrebte Belastungszentrum des Kniegelenks auf der vertikal ausgerichteten *Mikuliczlinie* liegen (vgl. 4.1.1.1 Schritt 2), um anschließend mit der Planung der Femurkorrektur zu beginnen. Diese Ausrichtung erfolgt bei der zeichnerischen Planung manuell durch Schieben des Transparentpapierblattes in die entsprechende Position. Anschließend wird das Transparentpapierblatt mit Klebeband fixiert.

Des Weiteren werden die Knochenkonturen mit Folienstiften (Edding®, Nummer 404) nachgezeichnet. Auch bei Verwendung sehr dünner Stifte (Durchmesser der Spitze: 0,75 mm), kann die Linienstärke eine Planungsungenauigkeit zur Folge haben, zumal die Zeichnungen auf mehreren Transparentpapierblättern zur Deckung gebracht werden müssen.

Die digitale Umsetzung soll die Hauptursachen für mögliche Ungenauigkeiten der konventionellen Korrekturplanungsmethode, einerseits die Linienstärke der Planungszeichnungen, andererseits die manuelle Ausrichtung der Transparentpapierschablonen, eliminieren. Ziel sind die Verwendung von Bilddateien mit allen anatomischen Details für die Planung, was das Nachzeichnen von Knochenkonturen überflüssig macht, sowie eine exakte digitale Ausrichtung der Planungsfiguren.

## 5.5 Variable Osteotomiehöhen

Anhaltspunkt für die Wahl der Höhe der Osteotomie ist die *CORA*. Zum einen soll die Osteotomie möglichst nah am Deformitätszentrum erfolgen (vgl. 3.1), zum anderen muss das kniegelenksnahe Knochenfragment lang genug sein, um eine adäquate Verriegelung des Marknagels zu gewährleisten. Hierbei sind die Verriegelungsoptionen der einzelnen Marknagelmodelle zu berücksichtigen.

Außerdem kann beispielsweise bei alleiniger Oberschenkelkorrektur mit kniegelenksfernem Deformitätszentrum ein langes distales Knochensegment resultieren. Sollte der Nagel im Rahmen einer solchen Korrekturplanung bei der unter Punkt 4.1.1.1 Schritt 7 beschriebenen Ausrichtung nicht innerhalb der Kortikalisbegrenzungen in den Markraum eintreten, besteht das Risiko von Knochenheilungsstörungen.

Letztendlich ist es Aufgabe des Operateurs, diese Überlegungen gegeneinander abzuwägen und zu entscheiden [5].

Nicht immer führt die gewählte Osteotomiehöhe zum besten Planungsergebnis. Es kommt vor, dass eine Planung mehrfach mit unterschiedlichen Osteotomiehöhen durchgeführt wird, um die Ergebnisse vergleichen und optimieren zu können. Die Anwendung der konventionellen *RPM* erfordert die zeichnerische Konstruktion mehrerer Osteotomieoptionen. Rechtwinklig zur anatomischen Knochenachse werden parallele Linien im Abstand von 1 cm eingezeichnet. Die Entscheidung für die Höhe der Osteotomie wird mit Hilfe einer Nagelschablone getroffen. Sollte sich nach abgeschlossener Planung herausstellen, dass die gewählte Osteotomiehöhe korrigiert werden muss, entsteht ein Mehraufwand, da für jede neue Osteotomiehöhe die Planungszeichnung größtenteils neu angefertigt werden muss.

Die Verwendung des PC zur Planung soll die Konstruktion möglicher Osteotomiehöhen automatisieren und den Aufwand von Folgeplanungen mit alternativer Osteotomiehöhe reduzieren.

## 5.6 Verlust anatomischer Details

Einer der ersten Arbeitsschritte der konventionellen *RPM* sind das Nachzeichnen der Kortikalisgrenzen auf dem Ausdruck der LSR, um diese anschließend besser auf Transparentpapier übertragen zu können (vgl. 4.2). Da nur die äußeren Knochenbegrenzungen und die Gelenkszentren übertragen werden, sind wichtige anatomische Strukturen, wie z.B. die Kortikalisdicke, nicht in jedem Planungsschritt zu beurteilen. Lediglich der Originalausdruck der LSR zeigt diese Details im Maßstab 1:1. Der Verlust anatomischer Strukturen erschwert einzelne Arbeitsschritte, beispielsweise das Positionieren eines Implantats, da die Begrenzung der Cavitas medullaris nur durch das Transparentpapier zu beurteilen ist.

Bereits in Punkt 5.4 wurde als Ziel für die digitale Umsetzung der *RPM* die Verwendung von Bilddateien mit allen anatomischen Details zur Erhöhung der Planungsgenauigkeit genannt. Um die digitale Korrekturplanung detailgenau durchführen zu können, soll permanent mit der Original-LSR als Bildmaterial gearbeitet werden.

## 5.7 Hubsimulation der Implantatschablonen

Bei der Wahl des Implantats sind neben der Distraktionsstrecke die Größe der Cavitas medullaris und die angestrebte Osteotomiehöhe zu berücksichtigen. Das gewählte Implantat wird bei der konventionellen Planung im ausgefahrenen Zustand graphisch festgehalten. Die Länge entspricht der des Implantats zuzüglich der Distraktionsstrecke. In die Planung sind die Marknagelachse sowie die Marknagelkontur als gerade Linien einzutragen. Die eingezeichnete Nagelkontur wird bei dem reversen Verschieben entlang der Marknagelbahn im folgenden Planungsschritt (vgl. 4.1.1.1 Schritt 8) nicht mehr modifiziert, so dass auf der fertigen Planung nur eine Länge des Implantates abgebildet ist.

Bei der digitalen Umsetzung der *RPM* sollen hingegen maßstabsgetreue Schablonen der Implantate zum Einsatz kommen, die eine Distractionssimulation erlauben.

## 5.8 Reverses Verschieben entlang der Marknagelbahn

Die *RPM* konstruiert aus dem endverlängerten Zustand den postoperativen Zustand. Konventionell wird der endverlängerte Zustand nachgezeichnet und anschließend die Schablone mit dem zu korrigierenden Knochenanteil entgegen der Verlängerungsrichtung entlang der Marknagelbahn verschoben, bis der postoperative Zustand dokumentiert werden kann (vgl. 4.1.1.1 Schritt 8). Die Verwendung transparenter Zeichenpapiere ermöglicht dieses Verschieben entlang der Marknagelkonturen.

Um diesen Planungsschritt digital umsetzen zu können, müssen sowohl die Strukturen der Figur im endverlängerten Zustand als auch die der Schablone gleichzeitig sichtbar sein, um das Verschieben entlang der Marknagelkonturen simulieren zu können. Die Schablone soll also transparent dargestellt und entlang der Nagelbahn verschoben werden können.

## 6 Material

### 6.1 Lange Röntgenganzbeinaufnahme im Stehen (LSR)

Um eine Operationsplanung nach der *RPM* durchführen zu können, ist eine lange Röntgenaufnahme im Stehen (LSR: long standing radiography) im anterior-posterioren Strahlengang unentbehrlich [4].

Sie stellt bei operativen Beinkorrekturen den Goldstandard der Röntgenbildung dar, da mit einer einzigen Aufnahme exakte Aussagen über Achsabweichungen und Längendifferenzen der unteren Extremitäten sowie über Fehlstellungen der Gelenke und der Lendenwirbelsäule möglich sind [29]. Sie erlaubt neben der Messung der Achsen und der Gelenkwinkel die Bestimmung der *Mikuliczlinie* der Beine (alignment).

Der Patient steht im *ZEM-Germany* bei der Aufnahme auf einem unfallsicheren Stativ, das durch alternierend rot und grau gefärbte Unterlagebrettchen der Höhe 1 cm den Ausgleich einer Beinlängendifferenz zulässt (Abbildung 8).



Abbildung 8: Röntgenstativ zur Anfertigung einer langen Röntgenganzbeinaufnahme.

Um den Patienten mit beiden Cristae iliacae auf gleicher Höhe ablichten zu können, muss vor der Aufnahme die notwendige Unterlagenhöhe durch Ertasten des

Beckenkamms ermittelt werden. Dies kann bei adipösen Patienten erschwert sein.

Die Unterlageelemente sollten in aufsteigender Anzahl röntgendichte Markierungen enthalten. Die Höhe der Unterlage kann so nicht nur der Beschriftung der Aufnahme, sondern auch der Anzahl der auf dem Röntgenbild sichtbaren Markierungen entnommen werden und ist somit eindeutig dokumentiert. Bei einer Unterlage von beispielsweise 3 cm sind im obersten Unterlageelement 3 Markierungen sichtbar (Abbildung 9).

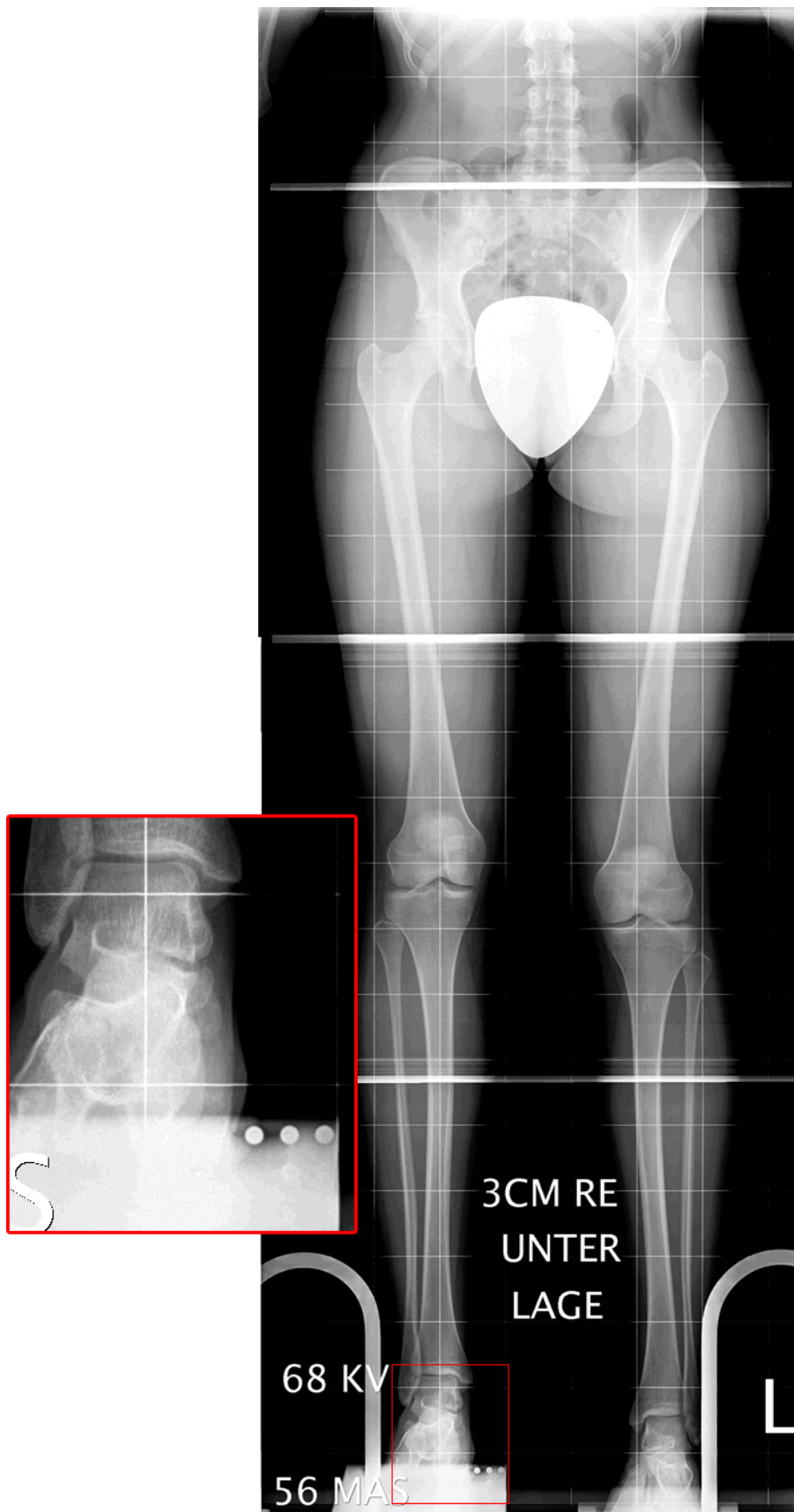


Abbildung 9: lange Röntgenganzbeinaufnahme, ap-Strahlengang, 3 cm Unterlage rechts. In der Ausschnittvergrößerung sind 3 Markierungen sichtbar.



In der vorliegenden Arbeit kam die Röntgenanlage „CS 3000<sup>®</sup>“ der Firma Siemens<sup>®</sup> zum Einsatz. Die Röntgenkassetten wurden mit dem Scanner „CR 25.5<sup>®</sup>“ der Firma Agfa<sup>®</sup> ausgelesen. Bis zur Einführung digitaler Röntgenanlagen in den Klinikalltag wurden große Film-Folien-Kombinationen, in denen drei Filme des Formats 398 mm x 398 mm aneinander genietet waren, verwendet. So ließen sich Aufnahmen von ca. 120 cm Länge realisieren.

Die klassischen Film-Folien-Kombinationen werden bei digitalen Röntgenanlagen z.B. durch lumineszenzradiographische Speicherfolien, die Bildinformationen mehrere Stunden als latentes Bild speichern können, abgelöst [9]. Diese Kassetten enthalten Speicherfolien aus Schwermetallhalogeniden (Phosphor)<sup>9</sup>. Auftreffende Röntgenquanten bringen Elektronen im Kristallgitter der Folie auf ein höheres Energieniveau, auf dem diese zum größten Teil fixiert werden. Ein Laserstrahler in einer Auswertungseinheit (Agfa<sup>®</sup> Scanner „CR 25.5<sup>®</sup>“) liest anschließend die Folie aus. Diese Energiezufuhr versetzt die angeregten Elektronen in jedem Bildpunkt unter Lichtemission auf das Ausgangsniveau zurück. Ein Fotomultiplier transformiert das entstehende Lumineszenzlicht in ein elektrisches Signal, das analog-digital gewandelt wird. Aus den aufgenommenen Signalen errechnet ein Bildprozessor ein Röntgenbild. Abschließend werden vor einer erneuten Röntgenaufnahme in den Folien noch enthaltene Anregungen durch Lichtexposition gelöscht.

Das hier verwendete Röntgenstativ ermöglicht Aufnahmen von 140 cm Länge und 43 cm Breite. Es lassen sich bis zu vier digitale Folienkassetten der Größe 35 cm x 43 cm so übereinander positionieren, dass diese an den Unterkanten versetzt und somit überlappend, angeordnet sind (Abbildung 10).

---

9 Im Rahmen dieser Dissertation kamen die Modelle „CR MD 4.0 General<sup>®</sup>“ und „CR MD 4.1 FLFS<sup>®</sup>“ der Firma Agfa<sup>®</sup> zum Einsatz.

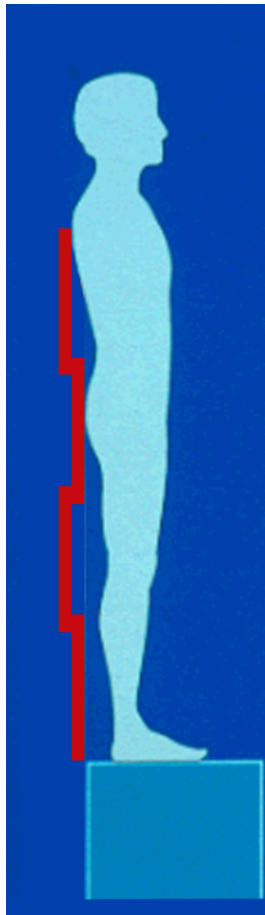


Abbildung 10: Veretzte Anordnung von bis zu vier Röntgenkassetten.

Den Röntgenfolien in den Kassetten ist ein Linienraster (5 x 5 cm) angelegt, wodurch bei der Datenauslesung ein EDV-gestütztes, automatisiertes Zusammensetzen der Einzelaufnahmen möglich ist [1]. Mehrere Röntgenfolien müssen dafür von einer Strahlungsquelle gleichzeitig belichtet werden. Auf jedem Leuchtstoffschirm muss neben einem Teil des Körpers das Muster von Referenzmarkern (Linienraster) abgelichtet sein. Nach der Belichtung wird jeder Schirm durch die Anwendung stimulierender Strahlung gescannt. Die ausgelesene Information wird in ein digitales Bild umgewandelt. Da jeder Schirm nur einen Teil des Bildes enthält, der kleiner ist als das zu rekonstruierende Gesamtbild, kann ein Bild des Gesamtmusters von Referenzmarkern, bestehend aus dem Linienraster und den überlagerten Signaldarstellungen, konstruiert werden. Das Zusammensetzen der Einzelbilder (stitching) kann durch eine medizinisch technische Röntgenassistentin (MTRA) beziehungsweise einen medizinisch technischen Röntgenassistenten beeinflusst werden. Möglich sind Drehen, Spiegeln und eine Änderung der Anord-

nung sowie der Überlappungsabstände der Einzelbilder. Im Rahmen dieser Dissertation erfolgte das stitching mit dem Agfa® Viewer „CRQS 3.0®“.

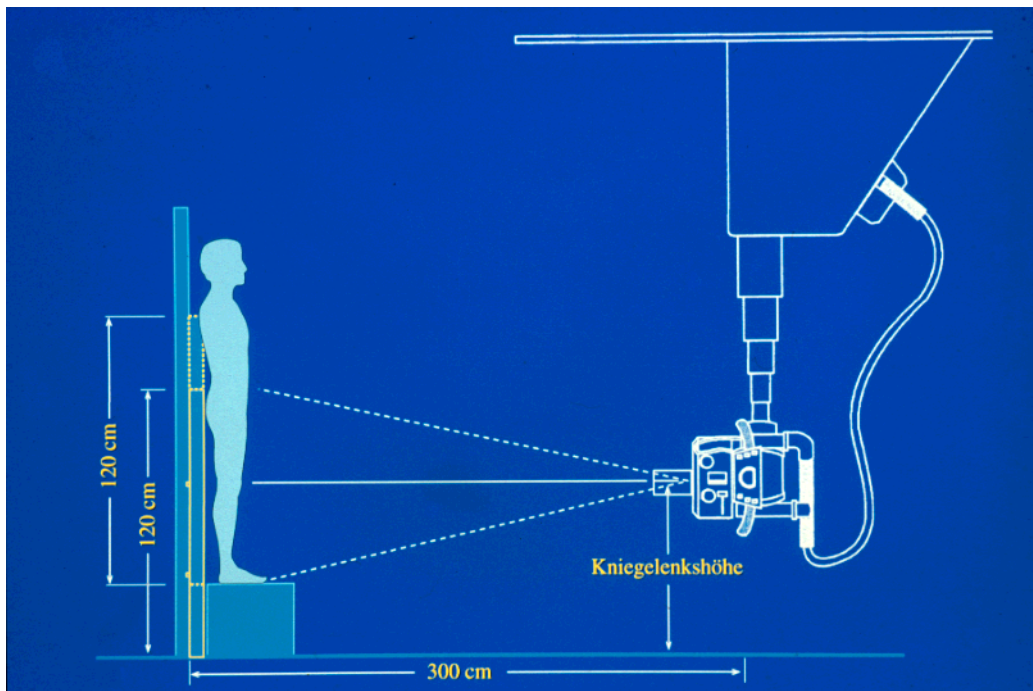


Abbildung 11: Schematische Darstellung zur Aufnahme einer langen Röntgenganzbeinaufnahme nach [7].

Für die Einstellung einer LSR (Abbildung 11) sind folgende Kriterien einzuhalten [7]:

Ein Film-Fokus-Abstand von 3 Metern reduziert den Parallaxenfehler (vgl. 5.1). Die Röntgenröhre ist auf Höhe der Kniegelenke auszurichten. Für Erwachsene beträgt die Foliengröße mindestens 40 x 120 cm, Ausnahmen sind makrosome Patienten. Es ist auf eine schulterbreite Fußstellung zu achten. Beide Fersen müssen festen Bodenkontakt haben und mit dem Calcaneus an der Rückwand des Stativs abschließen. Die Patellae sind beidseitig streng nach ventral auszurichten, unbeachtet der daraus resultierenden Fußstellung [32] [11]. Je nach Beinlängendifferenz kommt die entsprechende Anzahl von Unterlagebrettchen zum Einsatz, bis ein Horizontalstand der Cristae iliacae erreicht wird.

## 6.2 *Dicom PACS*<sup>®</sup>

Die geometrische Analyse der Röntgenaufnahmen und die Längenmessung für die Ermittlung des Korrekturquotienten (vgl. 7.1) erfolgte mit dem Bildbearbeitungsprogramm für medizinische Bilder und Daten *DicomPACS View*<sup>®</sup> Version 5.2.3 unter Verwendung von für die Diagnostik zugelassenen Monitoren.

## 6.3 *Adobe*<sup>®</sup> *Photoshop*<sup>®</sup> *CS2*

Da bei der digitalen Umsetzung der *RPM* keine anatomischen Details verloren gehen sollten, kam nur ein graphisches Bildbearbeitungsprogramm als Planungssoftware in Frage. Die Wahl fiel auf den *Photoshop*<sup>®</sup> *CS 2* der Firma *Adobe*<sup>®</sup>, der vor allem aufgrund des Ebenenmanagers und der zahlreichen Anpassungsmöglichkeiten überzeugt. Verschiedene Planungsfiguren lassen sich in Ebenen ablegen, die kombiniert, verschoben, ein- und ausgeblendet und in beliebiger Reihenfolge angeordnet werden können. Diese Möglichkeit der Planung mit Ebenen stellt die Hauptqualifikation des *Photoshop*<sup>®</sup> *CS 2* für die digitale Umsetzung der *RPM* dar.

Das Programm benötigt als minimale Systemanforderungen einen Intel<sup>®</sup> XeonTM-, XeonTM Dual-, Intel<sup>®</sup> CentrinoTM- oder Pentium<sup>®</sup> III oder 4 Prozessor, Windows<sup>®</sup> 2000 mit SP4 oder Windows<sup>®</sup> XP mit SP1/2 als Betriebssystem, 320 MB RAM (384 MB empfohlen), 650 MB freien Festplattenspeicherplatz, 1024 x 768 dpi Monitorauflösung, 16 bit Grafikkarte sowie ein CD-ROM Laufwerk.

Zur Anwendung kam ein LenovoTM Thinkpad<sup>®</sup> mit Intel<sup>®</sup> Core(TM)2 Duo CPU T8100 @ 2.10 GHz, 1,96 GB RAM, Windows<sup>®</sup> XP Professional, SP 3.

## 6.4 Osteosynthesysteme zur Distraktionsosteogenese

Der Einsatz intramedullärer Marknägel bei der Korrektur von Achsfehlstellungen und Beinlängendifferenzen der unteren Extremität gewinnt in den letzten Jahren gegenüber eines Fixateur externe immer mehr an Bedeutung [6]. Begründen lässt sich diese Entwicklung durch ein deutlich reduziertes Infektionsrisiko sowie

ein besseres kosmetisches Endergebnis. Letztendlich entfällt die Belastung des Patienten im Alltag durch einen Fixateur in situ. Dieser muss während der Verlängerungs- und der Konsolidierungsphase an der Extremität verbleiben. Zudem wird bei Anwendung eines voll implantierbaren Systems zur Distractionsosteogenese im Vergleich zum externen System eine schnellere Regeneration des Weichteilmantels erreicht, so dass postoperativ früh mit der funktionellen Beübung begonnen werden kann [8].

Andererseits ist der operative Aufwand der externen Fixationssysteme geringer und die Systeme sind während der postoperativen Phase leicht zugänglich, so dass eine eventuell notwendige Anpassung der Behandlung erfolgen kann.

Die momentan verfügbaren intramedullären Marknägel zur Distractionsosteogenese lassen sich in mechanische (*Albizzia*<sup>®</sup>-Nagel [17], *ISKD*<sup>®</sup>-Nagel [31]) und motorisierte Systeme (*Fitbone*<sup>®</sup> [3]) einteilen.

Im *ZEM-Germany*, in dem die vorliegende Arbeit hauptsächlich gefertigt wurde, finden vor allem die motorisierten Systeme *Fitbone*<sup>®</sup> der Firma *Wittenstein Intents*<sup>®</sup> Anwendung, auf die daher im Folgenden näher eingegangen werden soll. Die Beispielplanungen werden ebenfalls mit Schablonen dieser Implantate durchgeführt.

Der *Fitbone*<sup>®</sup>- Marknagel verfügt über einen integrierten, hermetisch isolierten, motorisierten Antrieb, der eine Verlängerung ermöglicht. Bei der Distraction können Kräfte von bis zu 2000 Newton auftreten. Das Implantat wird per Induktion transkutan mit Energie versorgt. Der Empfänger lässt sich subkutan implantieren, so dass die Haut nach Implantation vollständig verschlossen werden kann. Die für die Verlängerung notwendigen Impulse werden je nach Verlängerungsschema drei- bis viermal täglich vom Patienten selbst über ein Steuerungsgerät an das Implantat übermittelt [6].

Zur Zeit sind zwei verschiedene *Fitbone*<sup>®</sup>-Nagelsysteme verfügbar. Der *Fitbone*<sup>®</sup> *Telescope Active Actuator (TAA)* und der *Fitbone*<sup>®</sup> *Slide Active Actuator (SAA)* [6].

Diese beiden Systeme unterscheiden sich grundsätzlich in der Funktionsweise. Während der *Fitbone*<sup>®</sup> *TAA* der Funktionsweise eines Teleskopsystems ähnlich ausführt, verlängert der *Fitbone*<sup>®</sup> *SAA* hingegen nicht durch Schub, sondern durch Zug. Ein Langloch und eine Bolzenschraube ermöglichen eine Kraftübertragung auf das proximale Hauptfragment, so dass bei Einsatz einer entsprechen-

den Gleithülse im Bereich des Trochanter major eine Knochenverlängerung im Osteotomiebereich erfolgt [7].

## 6.5 Patientenkollektiv zur Ermittlung des Korrekturquotienten

Um bei der Planung mit Röntgenaufnahmen in realer Größe arbeiten zu können, wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit ein Korrekturquotient ermittelt. Zu diesem Zweck sind 10 Patienten in einer klinischen, retrospektiven Studie untersucht worden, von denen im *ZEM-Germany* in den Jahren 2006 bis 2008 eine LSR aufgenommen wurde und bei denen bereits ein Längentopogramm einer Computertomographie (CT) vorlag.

Die Patientenauswahl erfolgte randomisiert aus Aufnahmedaten der LSR im Zeitraum vom 07.02.2006 bis zum 25.08.2008 aus einem Pool von 147 Patienten.

Das Alter der ausgewählten Patienten lag zwischen 21 und 52 Jahren, dessen arithmetisches Mittel betrug 33,1. Die Kausalität der Beinlängendifferenz war bei zwei Patienten angeboren, sechs Patienten erwarben die Beinlängendifferenz atraumatisch, bei zwei weiteren Patienten war ein Trauma ursächlich. Es ergab sich eine Geschlechtsverteilung von 7:3 (w:m).

Alle Patienten hatten eine Beinlängendifferenz, eine kosmetische Indikation lag in keinem Fall vor. In sieben Fällen war das rechte Bein betroffen, in drei Fällen das Linke.

## 7 Problempunkte der digitalen *RPM*

Wie bereits unter Punkt 5 erwähnt, kam einigen Arbeitsschritten bei der Umsetzung der digitalen *RPM* eine Schlüsselrolle zu. Das vorliegende Kapitel befasst sich mit der Lösung der angesprochenen Probleme.

### 7.1 Projektionsfehler einer langen Röntgenganzbeinaufnahme

Durch den vergrößernden Effekt divergent verlaufender Röntgenstrahlung können keine realen Strecken aus einer unskalierten Röntgenaufnahme gemessen werden (vgl. Punkt 5.1). Um die Längenmessung zu ermöglichen und eine Planung im Maßstab 1:1 durchführen zu können, musste dieser Effekt wie folgt kompensiert werden:

Ist bei einem Patienten ein CT durchgeführt worden, lässt sich die reale Beinlänge aus dem CT-Längentopogramm messen [39]. Bei dieser Methode der Beinlängenmessung sind die projektionsbedingten Fehler minimal [2]. Das Topogramm wird vor der eigentlichen CT-Untersuchung mit feststehendem Röhre-Detektor-System erstellt. Indem der Patient durch einen Röntgenstrahl im ap-Strahlengang gefahren wird, entsteht ein Projektionsbild realer Größe, das keine Verzerrungsphänomene aufweist. Die Größe der LSR kann im *Adobe® Photoshop®* auf die im CT-Topogramm gemessene reale Beinlänge kalibriert werden.

Liegt von einem Patienten kein CT vor, sind die Aufnahmen durch Anwendung eines Korrekturquotienten (KQ) zu skalieren. Für diese Fälle wurden in der vorliegenden Arbeit vom Abstand der Beinskelettebene zur Röntgenkassette abhängige Korrekturquotienten mathematisch ermittelt.

Um die mathematischen Ergebnisse zu validieren, wurden in einer radiologischen Versuchsreihe mit einem Gegenstand bekannter Größe in unterschiedlichen Abständen zu den Röntgenkassetten die dazugehörigen Korrekturquotienten bestimmt.

Da die Patienten auf dem Röntgenstativ (vgl. 6.1) in einem konstanten Abstand zur Röntgenkassette untersucht werden, kann zur Ermittlung der realen Bild-

größe der entsprechende Korrekturquotient angewendet werden. Dies soll mit einer Serie von Patienten (vgl. 6.5) durch den Vergleich von aus CT-Topogrammen gemessenen Beinlängen mit aus unskalierten LSRs gemessenen Beinlängen bestätigt werden (vgl. 8.1).

Alternativ könnte der Korrekturquotient auch mit Hilfe eines röntgendichten Gegenstands bekannter Größe (z.B. Metallkugel mit 3 cm Durchmesser) errechnet werden, der bei der Anfertigung der Röntgenaufnahme am Patienten, in der Ebene der zu untersuchenden Knochen, befestigt wird [10]. Den Korrekturquotient erhält man durch Division der aus dem Röntgenbild gemessenen Größe des Gegenstands und der realen Größe. Diese Methode fand jedoch keine Anwendung, da sie aufgrund der geringen Messstrecke (von beispielsweise 3 cm), im Vergleich zur Messung der gesamten Beinlänge aus dem CT-Topogramm, eine größere Varianz der Messungen liefert.

Für die Skalierung einer LSR auf die reale Größe wird die Strecke zwischen zwei eindeutigen Referenzpunkten mit möglichst großem Abstand gemessen. Es bieten sich die Hüftkopfoberkante und der Mittelpunkt des Talusdomes an. Durch Division der gemessenen Strecke mit dem Korrekturquotienten erhält man die reale Streckenlänge. Um die LSR im Maßstab 1:1 auszudrucken, wird diese so skaliert, dass der Abstand der Referenzpunkte dem ermittelten Wert der realen Streckenlänge entspricht.

## 7.2 Arbeitsaufwand durch vorbereitende Arbeitsschritte

Da einige Arbeitsschritte in jeder Planung ähnlich ablaufen, wurden im Rahmen dieser Dissertation Vorlagedateien mit Arbeitshilfen erstellt, in die die LSR importiert wird. Die Vorlagedateien sind vorkonfiguriert, so dass unter anderem die in Punkt 5.2 beschriebenen Seiteneinstellungen am Beginn der Arbeit mit dem *Adobe® Photoshop®* entfallen. Die Planungsarbeit kann unmittelbar nach dem Öffnen der Vorlagen beginnen, da sie bereits ausdrucksorientiert eine Auflösung von 150 dpi haben und so abgemessen sind, dass später auf laufendem Rollenpapier gedruckt werden kann.



Bei der konventionellen *RPM* werden mögliche Osteotomiehöhen im Abstand von 1 cm rechtwinklig zur anatomischen Knochenachse eingezeichnet. Dieser Arbeitsschritt konnte durch das Erstellen des Werkzeugs „Osteotomielevel“ vereinfacht werden. Es kennzeichnet nach der Platzierung vier mögliche Osteotomiehöhen und lässt sich computerassistent rechtwinklig an der anatomischen Achse ausrichten (vgl. Punkt 7.5). Die Ebene „Osteotomie“ hat die Abmessungen 10,0 x 3,1 cm und enthält vier parallele Linien (10,0 x 0,08 cm), die die Osteotomiemöglichkeiten anzeigen (Anhang, Bild 20).

Stellt sich im Planungsverlauf heraus, dass eine ideale Implantatpositionierung mit der gewählten Osteotomiehöhe nicht möglich ist, kann mit minimalem Mehraufwand durch Öffnen der letzten Zwischenspeicherung eine korrigierte Variante mit alternativer Osteotomiehöhe geplant werden.

Die geometrische Bestimmung der Gelenkszentren (vgl. Punkt 2) erfolgt bislang durch Ausmessen des Hüftkopfmittelpunktes, des Mittelpunktes zwischen den Femurkondylen und des Mittelpunktes des Talusdomes. Um den Zeitaufwand zu reduzieren und die Planungsgenauigkeit zu erhöhen, wurden die paarigen Werkzeuge „Hüftgelenkszentrum“, „Kniegelenkszentrum“, und „Sprunggelenkszentrum“ entwickelt, die in die Vorlagedateien implementiert wurden.

Das Tool „Hüftgelenkszentrum“ (Anhang, Bild 14) wird mit dem roten Kreis mit der Gelenkfläche des Caput femoris zur Deckung gebracht. Das Kreuz in der Werkzeugmitte markiert automatisch die exakte Position des Hüftgelenkszentrums.

Für die Bestimmung von Knie- und Sprunggelenkszentrum wurden Streckenhalbierungstools erstellt (Anhang, Bilder 15 und 16). Die Werkzeuge „Kniegelenkszentrum“ und „Sprunggelenkszentrum“ werden angewendet, indem die Werkzeugenden auf die entsprechenden Referenzpunkte des Gelenkspaltes positioniert werden. Die vertikale rote Linie markiert hierbei die Werkzeugmitten bzw. die Gelenkszentren.

Die Skalierung (vgl. 5.1 und 7.1) und das Platzieren der LSR in der Vorlagedatei konnten vereinfacht werden, indem eine horizontale Hilfslinie an der Position  $y=10$  cm eingefügt wurden, an der die LSR ausgerichtet wird.

Werden am Ende der Planung die drei erstellten Figuren nebeneinander ausgedruckt (Anhang, Bild 34), lassen sich die Achsverhältnisse und Längendifferenzen mit bloßem Auge nur schwer erkennen. Um die Übersicht auf dem Planungsausdruck zu verbessern, werden die Positionen der Hüft- und Sprunggelenke durch *Mikuliczlinien* und Hilfslinien betont. Diese Linien wurden in die Vorlagedateien implementiert.

### 7.3 Belichtung einer langen Röntgenganzbeinaufnahme

Die im Punkt 3.4.3 angesprochene Fehlbelichtung der LSR, vor allem im Beckenbereich, kann mit dem *Adobe® Photoshop®* effizient korrigiert werden.

Das Programm ermöglicht eine Verbesserung der Darstellung anatomischer Strukturen durch Aufhellen und Erhöhen des Kontrastes z.B. im Bereich des Hüftgelenks (Anhang, Bilder 5 und 6).

Diese Belichtungskorrektur lässt sich zu jedem Zeitpunkt der Planung durchführen, korrigieren oder wiederholen. Bei der konventionellen Anwendung der *RPM* ist nach dem Planungsausdruck keine Änderung der Belichtung mehr möglich.

### 7.4 Hauptursachen möglicher Planungsungenauigkeiten

Wie in Punkt 5.4 beschrieben können Planungsungenauigkeiten nicht nur durch die Linienstärke der Planungszeichnungen sondern auch durch das manuelle Ausrichten der Schablonen bedingt sein.

Da bei der digitalen Umsetzung der *RPM* mit Bilddateien gearbeitet wird, die alle anatomischen Details zeigen, entfällt das Nachzeichnen von Knochenkonturen. Müssen Schablonen zur Deckung gebracht werden, sind nicht nur die gezeichneten Kortikalisbegrenzungen sondern alle anatomischen Details, insbesondere die Dicke der Kortikalis, als Referenzpunkte erkennbar. Die Präzision beim Ausrichten der Schablonen wird zusätzlich durch die Tatsache erhöht, dass zu jedem Zeitpunkt durch Zoomen eine starke Vergrößerung des Bildschirmausschnitts möglich ist.

Die Ausrichtung der Gelenkszentren an der *Mikuliczlinie* konnte durch Anwendung

des *Adobe® Photoshop®* deutlich vereinfacht sowie präzisiert werden, da eine direkte Eingabe eines Drehwinkels möglich ist. Dieser wird vorab mit dem vorhandenen Winkeltool digital gemessen.

## 7.5 Variable Osteotomiehöhen

Durch den Entwurf des Werkzeugs „Osteotomielevel“ (Anhang, Bild 20) entfällt die zeichnerische Konstruktion von Osteotomiemöglichkeiten. Nach dem Messen der anatomischen Knochenachse wird das Werkzeug computerassistent rechtwinklig zu dieser Achse positioniert. Schiebt man das Werkzeug mit der gelenknächsten Osteotomielinie an den minimalen Osteotomieabstand (7 cm ab Kniegelenkslinie), werden vier mögliche Osteotomiehöhen im Abstand von einem Zentimeter angezeigt.

Sollte sich die gewählte Osteotomiehöhe als ungeeignet herausstellen, liegen mit der Möglichkeit der Zwischenspeicherung die Vorteile der digitalen Planung auf der Hand. Bequem kann zur letzten Dateiversion zurückgegangen und eine alternative Planung durchgeführt werden, ohne die bis zu diesem Zeitpunkt durchgeführten Planungsschritte wiederholen zu müssen.

## 7.6 Verlust anatomischer Details

Um die Platzierung eines Implantats im Knochen zu planen, ist nicht nur die äußere Kortikalisbegrenzung, sondern vor allem die Begrenzung der Cavitas medullaris insbesondere in der Diaphyse von größtem Interesse. Durch den Import der Röntgenaufnahme und die Verarbeitung der Originaldatei bleiben während des gesamten Planungsvorganges alle wichtigen anatomischen Strukturen erhalten. Auch die Markraumgrenzen sind gut erkennbar, was nicht nur die Planung der Implantatpositionierung wirklichkeitsgetreuer gestaltet, sondern auch die Planung der Fräsung verbessert. Der Markraum lässt sich exakt beurteilen und demnach das entsprechende Implantat auswählen. Des Weiteren besteht durch die hohe Auflösung der LSR die Möglichkeit, jederzeit anatomische Details stark vergrößert zu betrachten.

## 7.7 Hubsimulation der Implantatschablonen

Die Planung der Distraction wurde bei der digitalen Umsetzung der RPM durch die Entwicklung maßstabsgetreuer Schablonen erleichtert, die eine Verlängerung des Implantats simulieren können.

Für die am häufigsten verwendeten Implantate *Fitbone*<sup>®</sup> TAA 1040, - TAA 1160, - TAA 1180, - TAA 1350, - SAA 1340, - SAA 1360 wurden im Rahmen dieser Arbeit Implantatschablonen erstellt.

Um diese Simulation zu verwirklichen, bestehen die Schablonen aus zwei Ebenen, die unabhängig voneinander ein- und ausgeblendet sowie transformiert<sup>10</sup> werden können. Sowohl die Marknagelenebene als auch die Teleskop- (TAA) bzw. Skalaebene (SAA) sind im Maßstab 1:1 entsprechend der Länge des jeweiligen Implantates konstruiert. Durch Eingabe der Distraktionsstrecke lässt sich eine Verlängerung simulieren, indem das Teleskop oder auch der Marknagel versetzt werden. Eine Skala mit 0,5 cm Schritten zeigt die Distraktionsstrecke graphisch an.

Die Funktionsweise der Schablonen des *Fitbone*<sup>®</sup> TAA entspricht der der Implantate. Das Teleskop wird durch Schub aus dem Marknagel ausgefahren. Die Bilder 7 und 8 (Anhang) zeigen eine Skizze der Implantatschablone des *Fitbone*<sup>®</sup> TAA 1180. Der Nagel hat eine Gesamtlänge von 24,5 cm. Der Teleskopdurchmesser beträgt 7,5 mm, der des Antriebs im unteren Teil 11 mm, im oberen Teil 12 mm. Die Skalierungslinien auf dem Stempel mit einem Abstand von 0,5 cm erleichtern die Orientierung und dienen der Kontrolle bei der Längenänderung. Das Teleskop kann sowohl mit der Maus als auch durch direkte Eingabe der Distraktionsstrecke ein- und ausgefahren werden.

Bild 8 (Anhang) zeigt die Simulation einer Verlängerung um 4,7 cm. Beide Ebenen lassen sich (gemeinsam und einzeln) rotieren und verschieben, so dass eine einfache Positionierung im Markraum gewährleistet ist.

Der *Fitbone*<sup>®</sup> SAA hingegen verlängert nicht durch Schub, sondern durch Zug (vgl. 6.4). Um diese komplexe Funktionsweise zu simulieren ist ein von der TAA-

---

<sup>10</sup> Unter Transformieren werden im *Photoshop*<sup>®</sup> Vergrößern, Verkleinern, Verzerren, Drehen sowie Verkrümmen von Objekten zusammengefasst.

Schablone abweichender Schablonenaufbau notwendig. Auf den Bildern 9 und 10 (Anhang) ist exemplarisch die Schablone des *Fitbone*<sup>®</sup> *SAA 1340-400* dargestellt. Bei einer Gesamtlänge von 40 cm ist eine Verlängerung von bis zu 4 cm möglich. Diese wird durch die Skala in 5 mm Schritten dargestellt. Der Durchmesser des Marknagels beträgt 13 mm. Im Gegensatz zum *TAA* wird bei der Distractionssimulation nicht ein Teleskop verschoben, sondern der Marknagel ändert seine Position im proximalen Knochenfragment.

## 7.8 Reverses Verschieben entlang der Marknagelbahn

Da der *Adobe*<sup>®</sup> *Photoshop*<sup>®</sup> die Deckkraft von Ebenen reduzieren kann, ist es möglich, Schablonen transparent darzustellen. Diese Eigenschaft lässt die Simulation des reversen Verschiebens zu (vgl. 5.8).

Um diesen Planungsschritt auf dem PC durchführen zu können, muss die Deckkraft der obersten Ebene, die den zu korrigierenden Knochenanteil zeigt, soweit reduziert werden, dass die darunter angeordnete Ebene zum Vorschein kommt. Beide Marknagelachsen müssen gut sichtbar sein, um eine exakte Translation zu gewährleisten. Auf diese Weise ist ein exaktes Verschieben entlang der Marknagelachsen möglich, bis sich die Knochenfragmente berühren. Die Möglichkeit, stark zu zoomen, erhöht die Präzision dieses Arbeitsschrittes.

## 8 Ergebnisse

### 8.1 Ermittlung des Korrekturquotienten

Unter Anwendung des Strahlensatzes lässt sich die Länge eines projizierten Gegenstandes bekannter Größe in einem Feld divergenter Strahlung ermitteln (Abbildung 12).

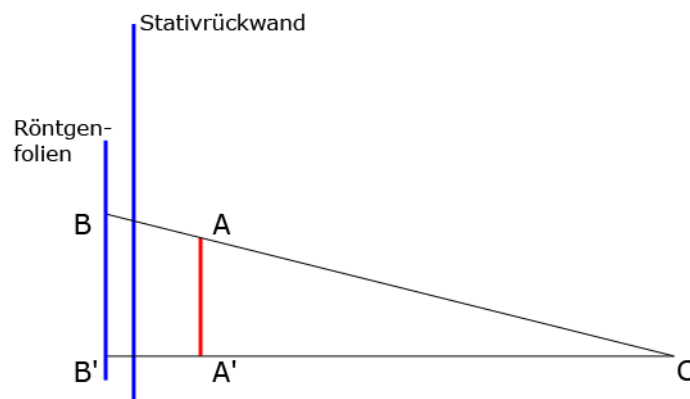


Abbildung 12: Skizze zur Anwendung des Strahlensatzes; C: Röntgenröhre (Strahlungsquelle); AA': Größe des Testgegenstandes; BB': Größe des auf den Röntgenfolien abgebildeten Projektionsbildes; A'B': Abstand des Testgegenstandes zu den Röntgenfolien; CA': Abstand des Testgegenstandes zu der Röntgenröhre; CB': Abstand der Röntgenfolien zu der Röntgenröhre;

Aus  $\frac{AA'}{BB'} = \frac{CA'}{CB'}$  folgt  $AA' = \frac{CA' \cdot BB'}{CB'}$ .

Um die reale Größe des Testgegenstandes bzw. die reale Beinlänge zu errechnen,

wird die aus dem Projektionsbild gemessene Länge  $BB'$  mit dem Quotient  $\frac{CA'}{CB'}$

multipliziert, bzw. durch den Quotient  $\frac{CB'}{CA'}$  dividiert.

Dieser mathematisch ermittelte Quotient ist von dem Abstand des Testgegenstandes zu den Röntgenfolien bzw. zu der Röntgenröhre abhängig.

Dieser Zusammenhang lässt sich durch die Funktion

$$Y = 4,1 * 10^{-3} * x + 1,02$$

beschreiben und ist mit der roten Gerade „KQ math.“ in Abbildung 13 dargestellt.

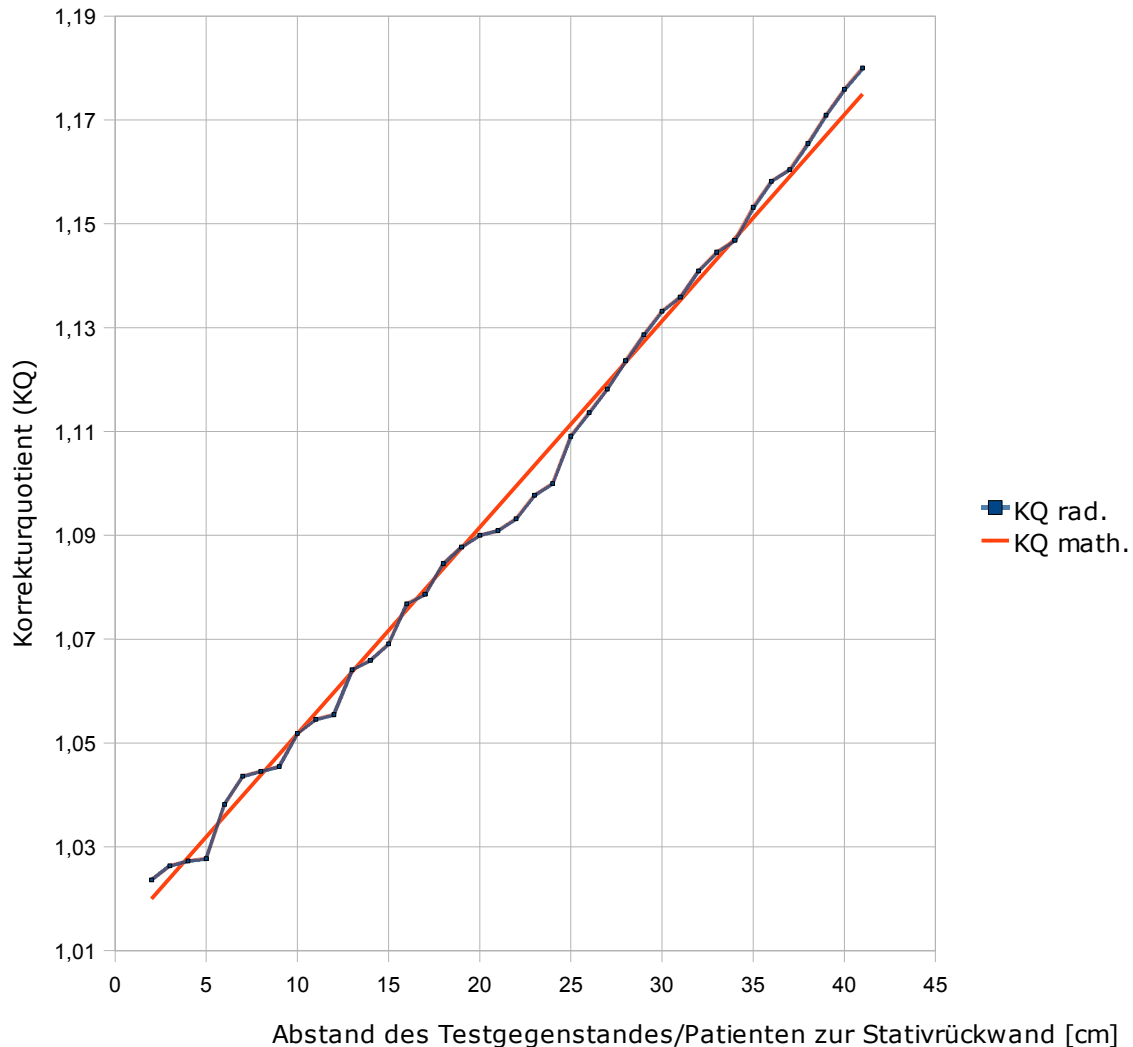


Abbildung 13: Zusammenhang zwischen Korrekturquotient (KQ) und Abstand des Testgegenstandes/Patienten zur Stativrückwand; Die radiologisch ermittelten Korrekturquotienten (KQ rad.) liegen auf der blauen Kurve. Die Gerade der mathematisch ermittelten Korrekturquotienten (KQ math.) ist rot gezeichnet.

Für die Ermittlung des Korrekturquotienten ist der Abstand des Patienten zur Rückwand des Stativs relevant. Im Regelfall sind die Füße an Markierungen auszurichten, so dass dieser konstant bleibt. Um die Größenordnung des Korrekturquotienten abzuschätzen, wurde ein Intervall bestimmt, in dem dieser liegen muss. Hierzu wurde der maximal sowie der minimal mögliche Abstand des Trochanter major als Referenzpunkt zur Rückwand gemessen, den ein Proband auf

dem Stativ einnehmen kann. Diese betragen 40,5 cm und 4 cm. An diesen Marken wurde mittig im Strahlengang ein röntgendichtes Lineal geröntgt. Durch Division der im radiologischen Bildbearbeitungsprogramm gemessenen Strecke mit der realen Streckenlänge, die der Skala des Lineals zu entnehmen war, wurde das Intervall für den Korrekturquotienten bestimmt. Im Abstand von 4 cm zur Rückwand ergab sich ein Wert von 1,03, der Abstand von 40,5 cm zur Rückwand lieferte den Wert 1,18. Insgesamt wurden auf diese Art und Weise für 40 Abstandswerte die Korrekturquotienten radiologisch ermittelt und in der blauen Kurve „KQ rad.“ in Abbildung 13 graphisch dargestellt.

Des Weiteren wurde der Korrekturquotient durch Division von aus LSRs gemessenen Beinlängen mit aus CT-Topogrammen gemessenen Beinlängen für die im *ZEM-Germany* verwendete Röntgenanlage ermittelt.

Bei den Patienten waren die Messpunkte die Oberkante des Caput femoris und die Mitte der Facies articularis inferior tibiae.

Es wurde ein Korrekturquotient von 1,06 bei einer Standardabweichung von 0,01 errechnet (Tabelle 2). Dieser Wert liegt innerhalb des ermittelten Intervalls von 1,03 bis 1,18 und entspricht einem Abstand des Patienten zur Rückwand von 12 cm.

| Lokalisation                                     | Länge Röntgen [mm] | Länge CT [mm] | $\frac{\text{Länge Röntgen}}{\text{Länge CT}}$ |
|--|--------------------|---------------|--|
| 1 links  | 906                | 849           | 1,07   |
| 2 links  | 793                | 764           | 1,04   |
| 3 links  | 692                | 651           | 1,06   |
| 4 links  | 806                | 773           | 1,04   |
| 5 links  | 783                | 744           | 1,05   |
| 6 rechts   | 893                | 843           | 1,06   |
| 7 links  | 1002               | 945           | 1,06   |
| 8 links  | 869                | 819           | 1,06   |
| 9 rechts   | 797                | 749           | 1,06   |
| 10 rechts  | 814                | 766           | 1,06   |
| Standardabweichung                               |                    |               | 0,01   |
| <b>Korrekturquotient</b> (arithmetisches Mittel) |                    |               | <b>1,06</b>                                    |

Tabelle 2: Ermittlung des Korrekturquotienten



## 8.2 Faktor Zeit

Um einen Trend im Vergleich der benötigten Planungszeit der konventionell zeichnerischen *RPM* versus der digitalen *RPM* festzuhalten, hat der Autor der vorliegenden Arbeit die benötigte Zeit notiert. Die Zeitmessung wurde ab der 21. durchgeführten digitalen bzw. zeichnerischen Planung begonnen. Die Zeiten für sowohl zeichnerisch als auch digital durchgeführte Planungen von jeweils 10 Oberschenkelverlängerungen, 10 Unterschenkelverlängerungen und 10 kombinierten Ober- und Unterschenkelverlängerungen wurden gemittelt.

Es sei ausdrücklich darauf hingewiesen, dass die in Tabelle 3 dargestellten Ergebnisse lediglich einen Trend wiedergeben und keinesfalls repräsentativ sein sollen.

| Korrektur   | Zeit (zeichnerische <i>RPM</i> ) | Zeit (digitale <i>RPM</i> ) | Zeitersparnis absolut | Zeitersparnis relativ |
|---|----------------------------------|-----------------------------|-----------------------|-----------------------|
| Oberschenkel                                      | 76,6'                            | 35,6'                       | 41,0'                 | 53,5 %                |
| Unterschenkel                                     | 63,3'                            | 37,3'                       | 26,0'                 | 41,1 %                |
| Kombinierte Korrektur von Ober- und Unterschenkel | 100'                             | 68,6'                       | 31,4'                 | 31,4 %                |

Tabelle 3: Vergleich der benötigten Planungszeiten der konventionell-zeichnerischen *Reversen Planungsmethode (RPM)* versus der innovativen digitalen *RPM*.

Die durchschnittliche Zeit für die komplette konventionelle Planung einer Oberschenkelkorrektur mittels voll implantierbaren Distraktionsmarknagel betrug im Schnitt 76,6 Minuten, für die Unterschenkelkorrektur durchschnittlich 63,3 Minuten und für die Planung einer gleichzeitigen Korrektur von Ober- und Unterschenkel durchschnittlich 100 Minuten.

Digital benötigte der Autor für die Planung einer Oberschenkelkorrektur mittels voll implantierbarem Distraktionsmarknagel im Mittel 35,6 Minuten, einer Unterschenkelkorrektur durchschnittlich 37,3 Minuten und für die Planung einer gleichzeitigen Ober- und Unterschenkelkorrektur im Mittel 68,6 Minuten. Die Zeitersparnis der digitalen *RPM* beträgt gegenüber der konventionell zeichnerisch durchgeführten *RPM* zwischen 31,4 % und 53,5 % (Tabelle 3).

## 8.3 Planungsvorbereitung

Analog zur konventionellen Anwendung der RPM sind auch bei der digitalen Planung bei der Planungsvorbereitung, wie unter Punkt 4.1 beschrieben, klinische Untersuchungsbefunde, eventuell vorhandene Rotationsfehlstellungen sowie Fehlstellungen in der lateralen Ebene zu berücksichtigen. Durch die Befundung einer LSR kombiniert mit dem Alignmenttest (vgl. Punkt 2) lässt sich der zu korrigierende Knochen identifizieren.

Bevor mit der eigentlichen Planung begonnen werden kann, sind einige vorbereitende Arbeiten notwendig. Als Planungsgrundlage ist eine LSR zu erstellen. Nach der Befundung der Aufnahme kann dann die Korrekturabsicht definiert und die Planung durchgeführt werden.

## 8.4 Digitales Planungsbeispiel: Femurkorrektur – retrograde Marknagelung

Ist eine Femur-Korrektur mittels voll implantierbarem Distraktionsmarknagel indiziert, wird in den meisten Fällen eine retrograde Nagelimplantation gewählt (vgl. 4.1.1.2).

Anhand eines Beispielpatienten wird eine Operationsplanung einer Femurkorrektur mit einem *Fitbone® TAA 1180* demonstriert, der retrograd implantiert werden soll.

Der männliche Patient des Planungsbeispiels war bei Aufnahme der LSR 15 Jahre alt und wies, durch eine distale Femurfraktur, eine posttraumatische Beinlängendifferenz von 64 mm auf.

### 8.4.1 Geometrische Analyse

Die apparative Vermessung der LSR (Anhang, Bild 11) ergab die in Tabelle 4 dargestellten Werte:

|   | rechts      | links                | Differenz |
|---|-------------|----------------------|-----------|
| Unterlage [cm]                                  |             | 6                    |           |
| Tiefstand spina iliaca [mm]                     |             | 4                    |           |
| Tiefstand Hüftkopfoberkante [mm]                |             | 3                    |           |
| Oberschenkel [mm]                               | 490         | 431                  | <b>59</b> |
| Unterschenkel [mm]                              | 418         | 412                  | <b>6</b>  |
| Gesamtlänge [mm]                                | 908         | 843                  | <b>65</b> |
| MAD [mm] (8+/-7mm medial)                       | 8 mm medial | <b>19 mm lateral</b> |           |
| CCD Winkel (124°-136°)                          | 133°        | 133°                 |           |
| aLDFW (79°-83°)                                 | 83°         | <b>72°</b>           |           |
| aMPTW (85°-90°)                                 | 89°         | 87°                  |           |
| aLDTW (86°-92°)                                 | 87°         | 86°                  |           |
| mLDFW (85°-90°)                                 | 90°         | <b>80°</b>           |           |
| Unterlage für Gleichstand der spina iliaca [mm] |             | <b>64</b>            |           |

Tabelle 4: Apparative Untersuchung der langen Röntgenganzbeinaufnahme, Normbereich in Klammer dargestellt, pathologische Werte hervorgehoben.

Aus der Analyse der Daten ergibt sich eine Gesamtbeinlängendifferenz von 65 mm zu Lasten der linken Seite, wobei ein Beckenhorizontalstand bei einem Längenausgleich von 64 mm erreicht wird. Die Längendifferenz resultiert vor allem aus einer linksseitigen Femur-Verkürzung von 59 mm. Die MAD ist rechts im Normbereich, links liegt eine Lateralisierung von 19 mm vor.

Der aLDFW links fällt mit 72° wie der mLDFW links mit 80° deutlich aus dem physiologischen Bereich. Alle weiteren Werte liegen innerhalb der Norm.

Die Wachstumsfugen lassen sich bei dem zum Zeitpunkt der Aufnahme 15-jährigen Patienten noch deutlich abgrenzen, die Körpergröße beträgt 171 cm.

Aufgrund der Daten bietet sich eine Korrekturosteotomie des linken Femurs mit einem retrograden Marknagel an. Ziel der Maßnahme ist die Korrektur der X-Beinstellung und der klinischen Längendifferenz von 64 mm. Aufgrund der noch offenen Wachstumsfugen erfolgte der Eingriff frühestens 6 Monate nach dieser radiologischen Untersuchung.

In der folgenden Planung kommt ein *Fitbone*® TAA 1180 zur Anwendung.

## 8.4.2 Präoperative Achsverhältnisse und Längendifferenzen

Zur Darstellung der präoperativen Geometrie der unteren Extremitäten wird die „Figur 0“ erstellt. Sie zeigt in einer Übersicht die Knochen der unteren Extremität sowie den Verlauf der *Mikuliczlinien* beidseits.

### 8.4.2.1 Plazieren der LSR

Nach dem Import in die entsprechende Dateivorlage wird die LSR an zwei horizontalen Hilfslinien im Abstand der realen Beinlänge skaliert (vgl. 5.1 und 7.1). Die obere „Hilfslinie 1“ ist bereits an der Position  $y = 10$  cm in der Vorlagedatei enthalten, die untere „Hilfslinie 2“ wird an der Position  $y = 95,7$  cm (ermittelte reale Beinlänge zuzüglich  $10$  cm<sup>11</sup>) eingefügt.

Die LSR ist so zu plazieren, dass die Oberkante des Caput femoris an der „Hilfslinie 1“ anliegt (Anhang, Bild 12).

Anschließend ist eine Größenänderung unter Erhalt der Seitenverhältnisse durchzuführen, bis die Tibia mit der Facies articularis inferior die „Hilfslinie 2“ tangiert (Anhang, Bild 13).

Um einige Korrekturbefehle wie z.B. die Belichtungskorrektur anwenden zu können, müssen Formebenen im *Adobe® Photoshop® CS2* gerastert werden [28].

Auf Röntgenaufnahmen sind die freien Flächen, die den Patienten umgeben, schwarz dargestellt. Strukturen, die dichter sind als Raumluft, erscheinen hell. Kehrt man die Farben einer Röntgenaufnahme um, wirkt einerseits das Bild natürlicher, andererseits lassen sich so die Druckkosten deutlich senken, da die freien Flächen weiß bleiben. Um röntgendichte Strukturen dunkel darzustellen, wird die LSR invertiert.

Für den Ausdruck am Ende der Planung im Maßstab 1:1 ist eine hohe Auflösung notwendig. Daraus resultieren große Dateien, die Festplattenspeicherplatz be-

---

<sup>11</sup> $Y = 10$  cm ist die Ordinatenposition von der „Hilfslinie 1“; Der Wert ergibt sich durch Division der gemessenen Beinlänge mit dem Korrekturquotient zuzüglich  $10$  cm.

gen und Arbeitsspeicher sowie Prozessoren belasten. Es ist daher sinnvoll, für die Planung nicht unbedingt notwendige Bilddaten wie z.B. überstehende Ränder frühzeitig zu löschen.

#### 8.4.2.2 Belichtungskorrektur

Für eine optimale Belichtung der gesamten Aufnahme wird der Bereich des Hüftgelenks markiert. Aufhellen und Erhöhen des Kontrastes verbessern die Darstellung deutlich.

#### 8.4.2.3 Bestimmung geometrischer Zentren

Die paarigen Ebenen „Hüftkopfszentrum“, „Kniegelenkszentrum“ und „Sprunggelenkszentrum“ (Anhang, Bilder 14-16) werden nach den Ausführungen in Punkt 7.2 positioniert und angepasst, so dass die für die Planung relevanten geometrischen Zentren festgelegt sind.

Der Kreis der Ebene „Hüftkopfszentrum“ (Anhang, Bild 14) wird auf die Begrenzung des Caput femoris gelegt. Das Kreuz markiert nun das Zentrum des Hüftgelenks.

Um das angestrebte Belastungszentrum des Kniegelenks zu konstruieren, wird die Ebene „Kniegelenkszentrum“ mit den mittleren Ebenentransformationspunkten tangential den Femurkondylen angelegt (Anhang, Bild 15).

Die Ebene „Sprunggelenkszentrum“ wird mit den Streckenenden auf die Talusdomhöcker gelegt, um das physiologische Zentrum zu bestimmen (Anhang, Bild 16).

Bevor ein erster Ausdruck im Format DIN A4 erfolgt, der orientierend die Bein-geometrie zeigt, werden beidseitig die *Mikuliczlinien* eingezeichnet. Es ist noch ein Textfeld zu ergänzen, das Patientennamen, Geburtsdatum und - falls fehlend – die Höhe der Unterlage enthält und übersichtlich, z.B. zwischen den Unterschenkeln, zu plazieren. An diesem Punkt ist eine erste Datensicherung sinnvoll.

### 8.4.3 Zustand vor Distraction, Figur 1

Da zu diesem Zeitpunkt das Korrekturziel bereits festgelegt ist, betreffen die weiteren Planungsschritte nur die zu korrigierende Extremität. Diese wird daher in eine neue Ebene „Figur 1“ kopiert.

Die schwarzen, horizontalen Hilfslinien kennzeichnen die präoperative Extremitätenlänge. Werden an dieser Stelle die Ebenen „Hilfslinie 1“ auf dem Hüftkopfenzentrum und „Hilfslinie 2“ auf dem Sprunggelenkszentrum positioniert, lässt sich die Distraktionsstrecke auf dem Planungsausdruck übersichtlich erkennen (Anhang, Bild 34). Diese entspricht dem Abstand der schwarzen „Hilfslinie 1“ zu der jetzt zu platzierenden roten „Hilfslinie 3“.

Die Y-Position der roten „Hilfslinie 3“ entspricht dem vor der Planung in der Achs- und Längenanalyse festgelegten Verlängerungsziel. Dieses liegt im Abstand der Distraktionsstrecke auf der *Mikuliczlinie*, im Beispiel hat die Ordinatenachse den Wert der y-Position von der „Hilfslinie 1“ zuzüglich 64 mm.

Um am Ende der Distraction physiologische Achsenverhältnisse zu erreichen, wird bei alleiniger Oberschenkelverlängerung die zu korrigierende Extremität in diesem Schritt so gedreht, dass Sprunggelenkszentrum und das angestrebte Belastungszentrum des Kniegelenks auf der *Mikuliczlinie* liegen.

Der Drehwinkel  $\varphi$  wird ermittelt, indem zunächst die Stellung der Tibia zur Horizontalen (Winkel  $\tau$ ) analysiert wird. Mit dem Messwerkzeug wird vom Sprunggelenkszentrum (Anhang, Bild 17) zum angestrebten Belastungszentrum des Kniegelenks gemessen. Im Beispiel beträgt der Winkel  $\tau = 89,7^\circ$  (Anhang, Bild 18).

Gibt man durch Transformation den Drehwinkel

$$\varphi = \tau - 90^\circ$$

ein (Anhang, Bild 19), wird die Ebene „Figur 1“ an der *Mikuliczlinie* ausgerichtet.

Ein wichtiger Parameter bei Umstellungsosteotomien ist der Korrekturwinkel  $\gamma$ . Um  $\gamma$  zu bestimmen, wird zunächst mit dem Messwerkzeug vom angestrebten

Belastungszentrum des Kniegelenks zur Hüftkopfmittle der Winkel  $\delta$  ermittelt, und anschließend die Formel

$$\gamma = 90^\circ - \delta$$

angewendet. Der Winkel  $\gamma$  wird mit dem Zusatz „varisierend“ (für  $\gamma \geq 0$ ) bzw. „valgusierend“ (für  $\gamma < 0$ ) der Korrektur entsprechend dokumentiert. Für die Beispielplanung ergibt sich ein Winkel  $\delta$  von  $84,6^\circ$ , demnach resultiert ein Korrekturwinkel  $\gamma$  von  $5,4^\circ$  varisierend.

#### 8.4.4 Zustand nach Distraction, Figur 2

„Figur1“ zeigt den präoperativen Zustand. Aus einem Duplikat ist die Ebene „Figur 2“ zu erstellen, in der der Zustand nach Distraction konstruiert wird.

##### 8.4.4.1 Osteotomie

Bei der Wahl der Osteotomiehöhe sind die Überlegungen aus Punkt 4.1.1.1 (Schritt 5) zu berücksichtigen. Da der Femur des Beispiels weder in der Frontal- noch in der Sagittalebene eine erwähnenswerte Deformität aufweist, kann die Osteotomie je nach notwendiger Achskorrektur im Bereich zwischen 7 und 13 cm erfolgen. Die Osteotomiehöhe wird parallel zur anatomischen Achse von der Kniegelenkslinie aus gemessen.

Um die Ebene „Osteotomielevel“ lotrecht zur anatomischen Femurachse auszurichten, wird zunächst der Winkel  $\alpha$  zwischen anatomischer Femurachse und der Horizontalen gemessen. Die Ebene „Osteotomielevel“ wird im Anschluss um  $90^\circ - \alpha$  gedreht. Die Ebene „Osteotomielevel“ wird nun mit Hilfe des Messwerkzeugs so verschoben, dass die distale Osteotomielinie für das Beispiel 7 cm von der Kniegelenkslinie entfernt ist (Anhang, Bild 20).

Eine Zwischenspeicherung zum jetzigen Zeitpunkt ermöglicht spätere Planungen mit alternativen Osteotomiehöhen mit geringem Aufwand.

Um die Achs- und Längenkorrektur zu simulieren, muss der proximale Femuran- teil bis zur gewählten Osteotomielinie in eine neue Ebene „Femur“ kopiert werden (Anhang, Bild 21). Die Ebene „Figur 2“ wird anschließend in die Ebene „Tibia“ umbenannt.

#### 8.4.4.2 Import des Implantats

Bei der Entscheidung für eine Osteotomiehöhe ist der Import einer Nagelscha- blone hilfreich. Um die Auswahl des Implantats zu treffen, ist es hilfreich, den Durchmesser der Cavitas medullaris im Diaphysenbereich auszumessen.

Die Schablonen-Datei wird zusätzlich geöffnet und die beiden Fenster sind ne- beneinander anzuordnen. Per Drag & Drop können die Ebenen „Teleskop“ und „Marknagel“ der Nagelschablone in die Planung gezogen werden (Anhang, Bild 22). So bleiben die beiden Ebenen einzeln erhalten und der Stempel kann später aus- und eingefahren werden<sup>12</sup>.

Der Nagel wird mit der Teleskopspitze nach proximal parallel zur anatomischen Femurachse gedreht, um ihn in den Knochen einzupassen. Er ist so weit nach proximal in dem Femur zu plazieren, dass das distale Ende nahe der Fossa inter- condylaris ca. 1 cm in den Knochen versenkt ist (Anhang, Bild 23).

In welcher Position sich der Nagel im Markraum zentrieren wird, hängt von der Dicke der Kortikalis sowie von deren Verlauf ab. Das Implantat wird durch Rota- tion angepasst, bis es entsprechend dem erkennbaren Kanal im proximalen Fe- mur-Anteil zentriert ist (Anhang, Bilder 24 und 25). Es ist zu beachten, dass die Dicke der Kortikalis durch intraoperatives Fräsen nicht zu weit reduziert werden sollte, um eine ausreichende Knochenstabilität zu gewährleisten.

#### 8.4.4.3 Distraktion

Da die „Figur 2“ die Verhältnisse nach Verlängerung darstellen wird, muss das

---

<sup>12</sup> Um diese Funktion zu ermöglichen, dürfen die Nagelebenen nicht auf eine Ebene reduziert werden, wie dies bei einem Dateiimport geschehen würde.



Teleskop des Nagelimplantates ausgefahren werden. Der Hub wird beispielsweise durch eine Transformation der Ebene „Marknagel“ modifiziert (Anhang, Bild 26).

Die Ebene „Femur“ wird mit den Nagelebenen mit dem Femur-Kopfzentrum auf das Distraktionsziel verschoben. Durch Positionieren des Drehzentrums auf den Mittelpunkt des Femur-Kopfes kann das distale Nagelende auf die Fossa intercondylaris geschwenkt werden (Anhang, Bild 27).

Ist eine Verriegelungsposition zu simulieren, ohne die Kortikalis zu durchbrechen (Anhang, Bild 28), kann das gewählte Osteotomielevel dokumentiert werden. Andernfalls ist eine gelenksnähere Osteotomiehöhe zu wählen. Soll nach bereits abgeschlossener Planung eine andere Osteotomiehöhe geplant werden, kann die vor der Planung der Osteotomie zwischengespeicherte Datei geöffnet werden.

Ist eine Nagelverriegelung mit der gewählten Osteotomie möglich, ist der Zustand nach Distraktion erreicht und „Figur 2“ kann erstellt werden. Dafür werden die Ebenen „Femur“, „Tibia“, „Antrieb“ und „Stempel“ dupliziert und auf eine neue Ebene „Figur 2“ reduziert, deren Deckkraft auf 50% Prozent gesetzt wird. Durch die Reduktion der Deckkraft lässt sich der zu korrigierende Extremitätenabschnitt im folgenden Planungsschritt exakter revers verschieben.

#### 8.4.5 Postoperativer Zustand, Figur 3

Aus dem verlängerten Zustand wird nun die Ebene „Figur 3“ erarbeitet, die den postoperativen Zustand darstellen wird.

##### 8.4.5.1 Reverse Distraktion

Ist die Deckkraft der Ebene „Figur 2“ reduziert, können die Ebenen „Stempel“ und „Femur“ an der überlagerten Nagelkontur der Ebene „Figur 2“ revers verschoben werden, bis sich die Osteotomielinien berühren (Anhang, Bilder 29 mit 32). Die Mittelachsen beider Nagelkonturen müssen deckungsgleich sein.

Im Anschluss wird die Deckkraft der Ebene „Figur 2“ wieder auf 100 % gesetzt und diese Ebene ausgeblendet.

#### 8.4.5.2 Layout

Zur besseren Übersicht werden die Nagelebenen mit der Ebene „Femur“ und der Ebene „Tibia“ auf eine neue Ebene „Figur 3“ reduziert.

Um die Längenverhältnisse der Ebenen „Figur 1“, „Figur 2“ und „Figur 3“ zu betonen, wird die grüne „Hilfslinie 4“ über das Hüftkopfbzentrum von „Figur 3“ gelegt und die schwarzen „Hilfslinien 1 und 2“ sowie die rote „Hilfslinie 3“ werden eingeblendet.

Das Einblenden der Ebene „Rahmen“ unterstreicht die Vertikale und erleichtert die Anordnung der einzelnen Planungsfiguren. In dem linken Rahmen werden „Figur 1“ und „Mikuliczlinie 1“ plziert, „Figur 2“ und „Mikuliczlinie 2“ sind in den Mittleren und „Figur 3“ und „Mikuliczlinie 3“ in den rechten Rahmen zu verschieben (Anhang, Bild 34).

Folgende während der Planung erhobene Daten werden in einem Textfenster gut sichtbar dargestellt:

„Name“, „Vorname“

„Geburtsdatum“

Datum LSR:

Implantat:

Verlängerungsziel [mm]:

Achsenkorrektur (Winkel  $\gamma$ ) [Grad]: varisierend/valgierend

Torsionkorrektur Außenrotation/Innenrotation [Grad]:

Osteotomiehöhe [cm]:

Geplant am:            von:

Planung abgenommen am:            von:

Auch die Osteotomiehöhe wird durch die Angabe des Abstandes von der Kniegelenkslinie beschriftet (Anhang, Bild 33).

#### 8.4.5.3 Ausdruck

Die Planung wird mit einer Datensicherung und einem Ausdruck im Maßstab 1:1 (Anhang, Bild 34) abgeschlossen. Idealerweise wird ein Plotter mit langem Rollenpapier verwendet.

### 8.5 Digitales Planungsbeispiel: Femurkorrektur - antegrade Marknagelung

Prinzipiell werden auch die digitale Planung einer antegraden Marknagelung, die Korrektur der Tibia sowie die gleichzeitige Korrektur von Femur und Tibia analog zu der beschriebenen Planung einer Femurkorrektur mit retrograder Marknagelung durchgeführt. Es wird immer gemäß der *RPM*, vom präoperativen Zustand ausgehend, der Zustand nach erfolgter Distraction und Achskorrektur konstruiert, aus dem anschließend die postoperative Situation hergeleitet wird.

Die digitale Umsetzung der *RPM* für antegrade Marknagelung einer Femurkorrektur verläuft bis zum Import des Implantats analog zur Planung einer retrograden Femurmarknagelung, wie unter Punkt 8.4.1 bis 8.4.4.1 beschrieben.

Nun kommt allerdings eine *SAA* – Schablone zum Einsatz. Der Import selbst erfolgt identisch per Drag & Drop (Anhang, Bild 35).

Der Nageleintrittspunkt des *SAA* ist nahe des medialen Drittelpunktes des Trochanter major. Das Implantat ist gemäß der Dicke und dem Verlauf der Kortikalis in den Markraum einzupassen (Anhang, Bilder 36 und 37).

Aufgrund der abweichenden Funktionsweise (vgl. Punkt 7.7) wird bei der *SAA*-Schablone die Distraction simuliert, indem der Korpus des Nagels (Ebene Marknagel) im proximalen Femurfragment nach distal verschoben wird. Die Ebene „Skala“ zeigt den Länge der Verlängerungsstrecke an.

Anschließend werden die Ebene „Femur“ und die Nagelebenen mit dem Femurkopfbereich auf das Distaktionsziel verschoben. Wird das Drehzentrum auf den Mittelpunkt des Femurkopfes positioniert, lässt sich das distale Nagelende in die

Verriegelungsposition des distalen Femurfragmentes schwenken (Anhang, Bild 38). Hierbei sind die Kriterien der *RPM* zu beachten (vgl. Punkt 4.1.1.1 Schritt 7).

Die weiteren Planungsschritte verlaufen gemäß der Beschreibung zur retrograden Marknagelung (vgl. Punkt 8.4.4.3 bis 8.4.5.3). Die Höhe der Osteotomie ist zu dokumentieren und „Figur 2“ wird erstellt. Auch bei der reversen Distraction unterscheiden sich antegrade und retrograde Planung kaum. Bei der retrograden Planung ist allerdings zu beachten, dass beim Einfahren der Nagelschablone die Ebene „Marknagel“ verschoben wird. Die Arbeitsschritte „Layout“ und „Ausdruck“ werden gemäß der Planung für die retrograde Marknagelung des Femur durchgeführt.

## 8.6 Digitales Planungsbeispiel: Tibiakorrektur

Auch für den Fall, dass nach Befundung der LSR und dem Alignmenttest eine Tibiakorrektur indiziert ist, gelten die grundsätzlichen Überlegungen der *RPM* (vgl. Punkt 4.1.2).

Da die digitale Planung für eine Tibiakorrektur der Planung einer Femurkorrektur sehr ähnlich ist, soll im Folgenden nur auf die Unterschiede näher eingegangen werden.

Die ersten Schritte der digitalen Umsetzung der *RPM* für die Korrektur an der Tibia entsprechen denen der Femurkorrektur. Die geometrische Analyse, das Platzieren und Skalieren der LSR, die Belichtungskorrektur und die Bestimmung geometrischer Zentren werden analog zur digitalen Planung einer Femurkorrektur durchgeführt.

### 8.6.1 Zustand vor Distraction, Figur 1

Da bei der Planung einer Unterschenkelkorrektur eine geometrische Positionsänderung des Sprunggelenks erfolgt, weicht die Planung ab der Ausrichtung der Hilfslinien von den oben beschriebenen Arbeitsschritten zur Oberschenkelkorrektur, bei der das Hüftkopfbereich neu ausgerichtet wird, leicht ab.

Die Ebenen „Hilfslinie 1“ und „Hilfslinie 2“ werden wie unter Punkt 8.4.2.1 be-

geschrieben positioniert. Mit der roten „Hilfslinie 3“ wird die Distraktionsstrecke gekennzeichnet, in dem für die Ordinate der Wert der Y-Position von Hilfslinie 2 abzüglich der Verlängerungsstrecke zugewiesen wird.

Nach abgeschlossener Achs- und Längenkorrektur werden physiologische Verhältnisse erreicht, wenn die zu korrigierende Extremität in diesem Arbeitsschritt so ausgerichtet wird, dass das Hüftgelenkszentrum und das Belastungszentrum des Kniegelenks auf der mechanischen Belastungsachse liegen. Der entsprechende Drehwinkel entspricht dem Winkel der mechanischen Femurachse zur Horizontalen abzüglich  $90^\circ$  (vgl. Punkt 8.4.3).

Die Messung des Korrekturwinkels  $\gamma$  erfolgt im wesentlichen wie unter Punkt 8.4.3 beschrieben, mit dem Unterschied, dass der Winkel  $\delta$  zwischen dem angestrebten Belastungszentrum im Kniegelenk und dem Sprunggelenkszentrum zu messen ist.

Es folgen die Zwischenspeicherung und das Erstellen der Ebene „Figur 2“.

## 8.6.2 Zustand nach Distraktion, Figur 2

Die folgenden Arbeitsschritte dienen der Konstruktion von Figur 2, die den Zustand nach abgeschlossener Achs- und Längenkorrektur darstellt.

### 8.6.2.1 Osteotomie

Bei der Wahl der Osteotomiehöhe gelten die unter Punkt 4.1.1.1 Schritt 5 aufgeführten Überlegungen.

Die Ebene „Osteotomielevel“ wird mit der proximalen Osteotomielinie im Abstand von 7 cm zur Kniegelenkslinie lotrecht zur anatomischen Tibia-Achse ausgerichtet (Anhang, Bild 39).

Um zu einem späteren Zeitpunkt eine alternative Planung mit neuer Osteotomiehöhe durchführen zu können, ist eine Zwischenspeicherung sinnvoll.

Anschließend wird der distale Tibia-Anteil bis zur gewählten Osteotomiehöhe in

eine neue Ebene „Tibia“ kopiert. Daraufhin kann die Ebene „Figur 1“ in die Ebene „Femur“ umbenannt werden.

#### 8.6.2.2 Import des Implantats

Der Import der TAA-Schablone erfolgt nach der unter Punkt 8.4.4.2 beschriebenen Funktionsweise.

Wichtig ist, dass der Nagel ca. 1 cm distal der Tubercula intercondylares tibiales endet. Für die Positionierung des Implantats ist in diesem Planungsschritt nur der distal der Osteotomie liegende Teil der Tibia relevant. Besonders die Dicke und der Verlauf der Kortikalis sind hierbei zu beachten (Anhang, Bilder 40 und 41).

#### 8.6.2.3 Distraction

Um mit der Ebene „Figur 2“ den Zustand nach der Verlängerung darstellen zu können, ist das Implantat durch Transformation des Nagelantriebs um die geplante Distaktionsstrecke auszufahren.

Die Ebenen „Tibia“ und die Nagel-Ebenen werden mit dem Sprunggelenkszentrum auf das Distaktionsziel verschoben. Anschließend kann das proximale Nagelende in die Nähe der Tubercula intercondylares tibiales in eine mögliche Verriegelungsposition geschwenkt werden (Anhang, Bilder 42 und 43).

Die übrigen Planungsschritte bis zur reversen Distraction laufen identisch zur Femurplanung ab.

#### 8.6.3 Postoperativer Zustand, Figur 3

Der postoperative Zustand, der durch die „Figur 3“ dokumentiert werden soll, wird durch den Arbeitsschritt der „reversen Distraction“ aus „Figur 2“ hergeleitet.

### 8.6.3.1 Reverse Distraction

Ist die Deckkraft der Ebene „Figur 2“ reduziert, können die Nagelebenen und die Ebene „Tibia“ an der überlagerten Nagelkontur der Ebene „Figur 2“ revers verschoben werden, bis sich die Osteotomielinien berühren (Anhang, Bilder 44 mit 46). Es ist zu beachten, dass die Mittelachsen der Nagelkonturen deckungsgleich sind.

Die Deckkraft der Ebene „Figur 2“ wird wieder auf 100% gesetzt und diese Ebene kann ausgeblendet werden.

### 8.6.3.2 Layout

Die Längenverhältnisse lassen sich im Planungsausdruck durch die vorbereiteten Hilfslinien gut hervorheben. Die grüne „Hilfslinie 4“ ist über dem Sprunggelenkszentrum zu plazieren und die übrigen Hilfslinien werden eingeblendet (Anhang, Bild 47).

Die abschließenden Schritte der Planung können wieder nach der Beschreibung in den Punkten 8.4.5.2 und 8.4.5.3 durchgeführt werden.

## 8.7 Digitales Planungsbeispiel: Gleichzeitige Korrektur von Femur und Tibia

Auch für die simultane Korrektur von Ober- und Unterschenkel gelten die unter Punkt 4.1.3. aufgeführten grundsätzlichen Überlegungen der *RPM*.

Die Arbeitsschritte „geometrische Analyse“, „Plazieren der LSR“, „Belichtungs-korrektur“ und „Bestimmung geometrischer Zentren“ werden analog zur Planung der unter Punkt 8.4.1. und 8.4.2. beschriebenen retrograden Marknagelung durchgeführt. Lediglich die Vorlagedatei für die gleichzeitige Korrektur von Ober- und Unterschenkel weist als kleine Besonderheit eine zusätzliche rote „Hilfslinie 4“ sowie eine zusätzliche grüne „Hilfslinie 6“ auf, da für den postoperativen Zustand sowie für den Zustand nach Distraction die Längendifferenzen von Ober-

und Unterschenkel markiert werden.

Ist nach der Analyse der Deformität eine gleichzeitige Korrektur von Ober- und Unterschenkel indiziert, bleibt zu entscheiden, ob der Nagel in den Femur antegrad oder retrograd implantiert werden soll.

### 8.7.1 Femur – retrograde Marknagelung, Tibia – antegrade Marknagelung

Analog zu der *RPM* ist die Kniegelenksebene, wie unter Punkt 4.1.3.1 Schritt 2 beschrieben, in einem Winkel von ca.  $88^\circ$  (Mittelwert des mLDFW nach [32]) zu einer senkrechten Linie (als mechanische Achse) auszurichten, um den mLDFW sowie den mMPTW in den physiologischen Bereich zu korrigieren.

Der Drehwinkel  $\varphi$  wird ermittelt, indem zunächst der Winkel der Kondylentangente zur Horizontalen  $\tau$  gemessen wird (Anhang, Bild 48). Anschließend kann  $\varphi$  nach der Formel

$$\varphi = \tau + 2^\circ$$

errechnet werden. Nach der Transformation der Ebene „Figur 0“ um  $\varphi$  (Im Beispiel  $\varphi = \tau + 2^\circ = -1,1^\circ$ ), hat man die Kniegelenkslinie in einem Winkel von  $88^\circ$  zur Ordinate und somit auch zur angestrebten mechanischen Achse ausgerichtet (Anhang, Bild 49).

Diese beschriebenen Arbeitsschritte sind für die resultierende Beingeometrie besonders wichtig und sollten daher unter starker Vergrößerung durchgeführt werden.

Nach der Messung der Korrekturwinkel für Femur und Tibia werden beidseits die *Mikuliczlinien* eingezeichnet, bevor die „Figur 0“ auf DIN A4 gedruckt werden kann.

Die weiteren Planungsschritte für den Femur können gemäß der Beschreibung für die retrograde Femurnagelung (Punkte 8.4.3 bis 8.4.5.1) durchgeführt werden.

Für die Planung der Tibiakorrektur folge man den Anweisungen unter Punkt 8.6.2



bis 8.6.3.1.

Die Längenverhältnisse der „Figuren 1 bis 3“ lassen sich hervorheben, indem die grünen Ebenen „Hilfslinie 5“ und „Hilfslinie 6“ über das Hüft- und Sprunggelenkzentrum von „Figur 3“ gelegt werden, die schwarzen Ebenen „Hilfslinie 1“ und „Hilfslinie 2“ sowie die roten Ebenen „Hilfslinie 3“ und „Hilfslinie 4“ eingeblendet werden (Anhang, Bild 50). Die weiteren Arbeitsschritte für das Layout sowie den Endausdruck sind gemäß Punkt 8.4.5.2 und 8.4.5.3 durchzuführen.

## 8.7.2 Femur – antegrade Nagelung, Tibia – antegrade Nagelung

Die ersten Planungsschritte werden bis „Figur 1“ und der anschließenden Zwischenspeicherung nach der Beschreibung der retrograden Femurnagelung und antegraden Tibianagelung (vgl. Punkt 8.7.1) durchgeführt. Für die Femurkorrektur ist jedoch abweichend der Beschreibung für antegrade Nagelung unter den Punkten 8.5 zu folgen. Die Tibiakorrektur wird gemäß den Punkten 8.6.2 bis 8.6.3.2 geplant.

## 9 Diskussion

Es gibt mehrere Möglichkeiten, einen Korrekturfaktor zu bestimmen, um die bei der Anfertigung einer Röntgenaufnahme auftretenden Projektionsfehler zu kompensieren. Conn et al. [10] konnten unter Verwendung einer Münze zur Bestimmung eines Korrekturfaktors zur Längenkalkulation die Genauigkeit der präoperativen Korrekturplanung signifikant ( $p = 0,05$ ) verbessern. Für eine korrekte Berechnung muss einerseits die Münze in der Frontalebene des Beinskelettes am Patienten befestigt werden, andererseits ist der Abstand des Beinskelettes zu dem Röntgenfilm bzw. zu der Röntgenfolie genau zu ermitteln. Vorteile dieser Methode sind der geringe Materialaufwand sowie die einfache Berechnung nach dem Strahlensatz.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde mit Hilfe des Strahlensatzes und einer radiologischen Versuchsreihe ein Erwartungsintervall (1,03 – 1,18) für einen Korrekturquotienten in Abhängigkeit des Abstands des Patienten zu der Röntgenkassette bzw. zur Rückwand des Röntgenstativs ermittelt. Der durch den Vergleich von aus CT-Längentopogrammen und aus LSRs gemessenen Gesamtbeinlängen berechnete Korrekturquotient liegt in diesem Erwartungsintervall. Aus Abbildung 13 (Punkt 8.1) geht hervor, dass der mathematisch und der radiologisch ermittelte Korrekturquotient sehr gut übereinstimmen. Daher war es möglich, einen Korrekturquotienten von 1,06 zu bestimmen, der eine sehr genaue Skalierung der LSR ermöglicht, da die Standardabweichung lediglich 0,01 (Tabelle 2, Punkt 8.1) beträgt. Zudem lässt dieser Quotient die Aussage zu, dass die im *ZEM-Germany* geröntgten Patienten im Mittel mit einem Abstand von 12 cm des Trochanter major zu der Rückwand auf dem Röntgenstativ stehen.

Da der Film-Fokus-Abstand und zudem der Fokus-Stativ-Abstand im *ZEM-Germany* konstant sind, ist eine Messung des Abstands des Trochanter major zur Kassette zur Skalierung einer LSR mit Hilfe des ermittelten Korrekturquotienten nicht mehr notwendig, wenn die Patienten bei Aufnahme der LSR mit dem Gesäß Kontakt zur Rückwand des Stativs haben. Dies bedeutet nicht nur die Eliminierung einer möglichen Fehlerquelle, sondern stellt zudem eine Arbeitserleichterung für die/den MTRA dar. Andererseits ist der Arbeitsaufwand bei der Ermittlung eines Korrekturquotienten ohne Verwendung eines Skalierungsgegenstandes bekannter Größe, wie z.B. der von Conn et al. verwendeten Münze, höher.

Durch das Anlegen von Vorlagedateien konnten bei jeder Planung notwendige Arbeitsschritte deutlich reduziert werden (vgl. Punkt 7.2). So entfallen Seiteneinstellungen, Hilfslinien sind vorbereitet und es wurden Werkzeuge zur Bestimmung geometrischer Zentren entwickelt. Diese Schritte vereinfachen und beschleunigen zwar die digitale Planung nach der *RPM*, die Möglichkeiten der digitalen Korrekturplanung sind jedoch nicht ausgeschöpft. Zukunftsweisend wäre eventuell eine automatische Bestimmung der Gelenkszentren, der mechanischen und anatomischen Achsen und der Deformitätszentren möglich. Der Aufwand einer solchen Programmierung wäre jedoch immens. Um die digitale Korrekturplanung nach der *RPM* weiter zu vereinfachen und zu beschleunigen, wäre die Aufzeichnung von Aktionen eine weitere Idee, wodurch ähnlich ablaufende Arbeitsschritte automatisiert und per Tastenkombination ausgeführt werden können. In wie fern dies bei der digitalen Korrekturplanung nach der *RPM* von Vorteil sein könnte, ist eine interessante Fragestellung.

Die Firma *Hectec*<sup>®</sup> GmbH hat in Zusammenarbeit mit dem *Gelenkzentrum Wiesbaden* mit dem Programm *Osteotomiemodul II*<sup>®</sup> die Visualisierung von Effekten, die durch eine Verlagerung der Korrekturachse (*Axis of Correction of Angulation*) entstehen, umgesetzt und so die digitale Korrekturplanung vereinfacht und beschleunigt [16]. Bis zur Anfertigung der vorliegenden Arbeit verwendete dieses Programm allerdings nur die Knochenkonturen zur Operationsplanung. Der für die Marknagelplatzierung wichtige Verlauf der Markraumbegrenzung war nicht vorhanden. 2008 beschreiben Gladbach und Jelk die graphische Einbindung von Röntgenbildern als Planungsgrundlage und weichen damit von der Arbeit mit Knochenkonturen ab [15]. Des Weiteren existierten für das *Osteotomiemodul II*<sup>®</sup> der Firma *Hectec*<sup>®</sup> GmbH bislang keine Schablonen für vollimplantierbare Distractionsmarknägel. Erst im Update 2007 konnten die Simulation von Achskorrekturen und Verlängerung über Nagelsysteme eingebunden werden [15]. Die digitale Durchführung der 2009 veröffentlichten *RPM* ist jedoch mit dem *Osteotomiemodul II*<sup>®</sup> bislang nicht beschrieben.

Die Korrekturplanung operativer Beinkorrekturen mit voll implantierbaren Distractionsmarknägeln mit Hilfe eines PC's nach dieser Methode war Ziel der vorliegenden Arbeit und konnte mit dem *Adobe*<sup>®</sup> *Photoshop*<sup>®</sup> *CS2* umgesetzt werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurden für die Planung mit dem *Adobe*<sup>®</sup> *Photoshop*<sup>®</sup> *CS2*<sup>®</sup> *Fitbone*<sup>®</sup>-spezifische Schablonen erstellt. Auch anatomische Details, wie der Verlauf der Kortikalis, bleiben bei der Arbeit mit dem *Adobe*<sup>®</sup> *Photoshop*<sup>®</sup> wäh-

rend der gesamten Planungsarbeit beurteilbar.

Wie in Punkt 5.3 beschrieben, ist der Planungsausdruck nicht immer optimal belichtet, so dass entweder die Hüftgelenke zu dunkel, oder die Sprunggelenke zu hell bis weiß ausgedruckt werden. Dieses Problem lässt sich bei der Arbeit mit dem *Adobe® Photoshop® CS2®* lösen, indem jederzeit und beliebig oft definierte Bereiche in der Helligkeit und im Kontrast korrigiert werden können. So können alle Details in jedem Planungsschritt optimal betrachtet werden.

Alternativ bzw. zusätzlich ist die Verwendung von Aluminiumkeilen bei der Anfertigung von LSRs denkbar, um die Strahlendosis im Bereich der Sprunggelenke zu reduzieren und somit eine Überbelichtung der Röntgenaufnahme im unteren Teil zu verhindern.

Die Hauptursachen für mögliche Planungsungenauigkeiten der konventionellen *RPM* wurden durch die Digitalisierung der *RPM* eliminiert, da folgende Arbeitsschritte nicht mehr durchgeführt werden müssen (vgl. Punkt 5.4): Diese sind Ungenauigkeiten bei dem mehrfach notwendigen Nachzeichnen selbst sowie das manuelle Schieben der Transparentpapierblätter und deren Fixierung mittels Klebeband. Daher ist bei der digitalen Korrekturplanung ein präziseres Endergebnis als bei der zeichnerisch durchgeführten Korrekturplanung möglich. Die Genauigkeit lässt sich bei der digitalen Planung zusätzlich steigern, indem bei Arbeitsschritten, die das geometrische Planungsergebnis beeinflussen (z.B. das reverse Verschieben entlang der Marknagelachse), im *Adobe® Photoshop® CS2* unter maximaler Detailauflösung gearbeitet werden kann.

In diesem Zusammenhang fallen Abweichungen einzelner Arbeitsschritte nicht ins Gewicht, sich addierende Fehler sind jedoch von besonderem Interesse.

EDV-basierte Planungen bieten Vorteile bei der Archivierung. Die Suche nach digital gespeicherten Patientenunterlagen ist einfacher, schneller und deren Aufbewahrung benötigt nur noch Serverspeicherplatz und keine Lagerräume. Dies bedeutet eine Raum- und Zeitersparnis und eröffnet zudem neue Möglichkeiten, da die Planungen an jedem Netzwerkarbeitsplatz in einer Klinik oder Praxis aufgerufen bzw. durchgeführt werden können. Ebenso entfallen bei der digitalen Korrekturplanung das für die zeichnerische Planung notwendige Planungspult [30] und die Pergamentschablonen, so dass der Materialaufwand geringer ist.

Die zeichnerische Konstruktion möglicher Osteotomiehöhen (vgl. Punkt 5.5) wurde durch den Entwurf des Werkzeugs „Osteotomielevel“ vereinfacht. Dieses lässt sich an der anatomischen Knochenachse ausrichten und zeigt vier mögliche Osteotomiehöhen im Abstand von je einem Zentimeter an. Des Weiteren wird der Aufwand einer eventuell nötigen weiteren Planung mit alternierender Osteotomiehöhe bei der digitalen *RPM* deutlich reduziert, da Zwischenspeicherungen verwendet werden können und nicht, wie bei der zeichnerischen Planung, größtenteils neu gezeichnet werden muss. Gerade bei komplexen Korrekturplanungen ist dieser Vorteil bei der Arbeit mit einem PC enorm.

Auch in diesem Punkt ist ein Ausblick in die Zukunft interessant. Es wäre denkbar, nach Auswahl einer geeigneten Osteotomiehöhe, die Schablone des zu korrigierenden Extremitätenabschnitts automatisch zu erstellen. Auch hier wäre das Anlegen von Aktionen eine mögliche Vorgehensweise.

Mit der größte Vorteil der digitalen Umsetzung der *RPM* stellt die permanente Arbeit mit der Original-LSR dar. So sind alle relevanten Details zu jedem Zeitpunkt der Planung sichtbar, wodurch die oben angesprochene Planungsgenauigkeit nochmals zusätzlich erhöht werden kann.

Bei der zeichnerischen Durchführung der *RPM* wird lediglich mit den Knochenkonturen gearbeitet (vgl. 5.6), wodurch anatomische Strukturen, wie z.B. die Markraumbegrenzung, verloren gehen. Digital geplant, sind diese jederzeit sichtbar, wodurch beispielsweise die Implantatpositionierung deutlich vereinfacht und präzisiert wird, da die Fräsung des Markraumes besser geplant werden kann.

Die *RPM* konstruiert unter anderem nicht nur die Achs- und Längenverhältnisse vor Beginn, sondern auch nach Abschluss der Verlängerungsphase. Daher sollten die Implantatschablonen entsprechend den Distractionsstrecken modifiziert werden können. Die Nagellänge der Implantatschablone lässt sich anpassen, indem entweder die Ebene „Teleskop“ oder die Ebene „Marknagel“ verschoben wird (vgl. Punkt 7.7). Dies ist zum einen entlang der Marknagelmittelachse sehr exakt möglich, zum anderen kann der kalkulierte Distractionswert eingegeben werden, sofern die Marknagelachse parallel zur Ordinate verläuft. Zukünftig soll die Distractionsstrecke unabhängig von der Stellung der Marknagelschablone in der Frontalebene numerisch eingegeben werden können. Der Hub des Implantates könnte dann exakt und schnell modifiziert werden, auch wenn die Nagelscha-

blone bereits in den Markraum eingepasst wurde.

Um bei Anwendung der konventionellen *RPM* aus dem endverlängerten Zustand die postoperativen Achs- und Längenverhältnisse zu konstruieren, wird die Zeichenschablone entlang der Marknagelachse parallel verschoben, bis sich die Osteotomieflächen des durchtrennten Knochens berühren. Um diesen Schritt digital umzusetzen, wurden die zu verschiebenden Ebenen transparent dargestellt und anschließend verschoben. Da der Arbeitsbereich hierbei jedoch unübersichtlich werden kann, wurde ein alternativer Lösungsansatz erarbeitet. Es erscheint vorteilhaft, beispielsweise bei Verwendung der *TAA* – Schablone, die Teleskopebene nicht zu transformieren, sondern die Marknagelachse entlang der gut sichtbaren Nagelmittelachse des Teleskopes zu verschieben. So war es möglich, den komplexen Arbeitsschritt deutlich zu vereinfachen und übersichtlicher zu gestalten.

In einer Weiterentwicklung der Planungssoftware wäre dieser Arbeitsschritt automatisch denkbar, da es sich um eine geometrische Verschiebung in einer Ebene entlang einer definierten Achse handelt, die bis zu einem definierten Endpunkt erfolgt.

Bereits Keppler et al. [21] formulieren bei Anwendung einer Planungssoftware eine deutliche Zeitersparnis im Vergleich zur zeichnerischen Befundung. Auch Hankemeier et al. [18] konnten eine Zeitersparnis von 44 % ( $p < 0,001$ ) bei der präoperativen Achs- und Winkelvermessung durch die Anwendung der Computer-assistierten Analyse erzielen. Dies zeigt sich auch bei der digitalen Umsetzung der *RPM*. Ein erster Trend im Vergleich der Planungszeiten zeigt eine Zeitersparnis zwischen 31,4 % und 53,5 % bei Anwendung der digitalen *RPM* gegenüber der zeichnerischen *RPM* (vgl. Punkt 8.2 Tabelle 2).

Vor allem die vereinfachte Skalierung, die vorbereiteten Dateivorlagen sowie die Möglichkeit, alternative Planungen durch das Öffnen von Zwischenspeicherungen nicht vollständig erneut durchführen zu müssen, sind für die Zeitersparnis verantwortlich. So konnte der zeitliche Arbeitsaufwand im Rahmen dieser Arbeit deutlich gesenkt werden. Daraus resultiert eine betriebswirtschaftliche Zeit- und Kostenrelevanz.

Diese Beobachtung erfüllt jedoch nicht die Kriterien wissenschaftlicher Arbeit. Alle in die Zeitmessung eingehenden Planungen wurden von dem Autor der vor-

liegenden Arbeit durchgeführt. Hinzu kommt, dass die Zeitersparnis bei der Arbeit mit dem Computer mit der Anzahl der durchgeführten Planungen stärker zunimmt als bei der konventionell zeichnerischen Planungsarbeit, da beispielsweise bei dem zeitaufwändigen Nachzeichnen der Knochenkonturen keine ausschlaggebende Steigerung der Geschwindigkeit möglich ist. Abschließend ist die Anzahl der Planungen für eine signifikante Aussage zu gering.

## 10 Zusammenfassung

Deformitäten der unteren Extremität sind eine therapeutische sowie eine präventive Indikation zur Korrektur. Abweichungen der Beingeometrie von der physiologischen Norm sind exakt zu analysieren, um eine Operationsindikation zu stellen und eine präoperative Korrekturplanung durchführen zu können. Die stehend angefertigte Röntgenganzbeinaufnahme (LSR) ist Goldstandard bei der Analyse von Deformitäten der unteren Extremität und dient als Vorlage der präoperativen Planung. Der Definition wichtiger geometrischer Zentren folgt die Messung von Knochenlängen, Achsen und wichtiger Gelenkwinkel. Anschließend lässt sich mit Hilfe des *Malalignment-Tests* von Paley und Tetsworth die Ursache einer MAD analysieren und somit eine operative Korrekturabsicht definieren. Die von Paley 1994 veröffentlichte *CORA-Methode* (*CORA method of mechanical and anatomic axis planning*) ist mittlerweile in der Korrekturplanung international etabliert. Für Korrekturen mit voll implantierbaren Distraktionsmarknägeln erscheint diese Methode jedoch ungeeignet.

Baumgart veröffentlichte 2009 „*Die Reverse Korrekturplanungsmethode zur Beinverlängerung mit oder ohne Achsenkorrektur mit einem geraden Marknagel*“ (*RPM*). Diese konstruiert zunächst ein ideales geometrisches Endergebnis der Korrekturmaßnahme, das das Behandlungsziel nach abgeschlossener Achs-, Rotations- und Längenkorrektur darstellt. Aus diesem geometrischen Ideal wird der postoperative Zustand konstruiert.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, für die im *Zentrum für korrigierende und rekonstruktive Extremitätenchirurgie München (ZEM-Germany)* bislang zeichnerisch durchgeführte *RPM*, eine digitale Lösung zu erarbeiten.

Mit Hilfe des *Adobe® Photoshop® CS2®* konnte die *RPM* digital umgesetzt werden, wobei folgende Problempunkte zu lösen waren:

Um eine korrekte Längenmessung aus einer LSR durchführen zu können und einen Planungsausdruck im Maßstab 1:1 zu ermöglichen, mussten Projektionsfehler kompensiert werden. Bei Patienten, für die eine Computertomographie



(CT) mit Längentopogramm vorliegt, kann die LSR auf die im CT gemessene Beinlänge skaliert werden. Fehlt das Längentopogramm, findet der in der vorliegenden Arbeit ermittelte Korrekturquotient Anwendung. Aus Abbildung 13 (Punkt 8.1) geht hervor, dass der mathematisch und der radiologisch ermittelte Korrekturquotient sehr gut übereinstimmen. Daher war es möglich, einen Korrekturquotienten von 1,06 zu bestimmen, der eine sehr genaue Skalierung der LSR ermöglicht, da die Standardabweichung lediglich 0,01 (Tabelle 2, Punkt 8.1) beträgt. Die Skalierung der LSR ist so möglich, ohne einen Referenzgegenstand in der Skelettebene der unteren Extremität bei Anfertigung der Röntgenaufnahme befestigen zu müssen.

Der Planungsaufwand wurde durch bereits vorkonfigurierte Vorlagedateien deutlich reduziert. Diese enthalten Hilfslinien für die Skalierung, Werkzeuge für die Bestimmung der geometrischen Zentren und für die Wahl der Osteotomiehöhe.

Durch die unterschiedliche Masse des Weichteilgewebes im Bereich des Hüft- und Sprunggelenks kann eine Belichtungskorrektur der LSR notwendig sein. Diese ist bei der digitalen Durchführung der *RPM* zu jedem Zeitpunkt der Planung auch in Teilbereichen möglich und lässt sich beliebig korrigieren.

In der digitalen Planung ist ein präziseres Endergebnis möglich, da eventuelle Planungsungenauigkeiten der zeichnerischen *RPM* entfallen. Das Nachzeichnen von Knochenkonturen ist nicht mehr nötig, sondern es wird permanent mit der Original-LSR gearbeitet. Zudem kann jederzeit stark vergrößert werden. Die Messung der Drehwinkel erfolgt digital.

Durch die Möglichkeit der Zwischenspeicherung lassen sich bei der digitalen Planung mit minimalem Mehraufwand alternative Planungen mit unterschiedlichen Osteotomiehöhen anfertigen und vergleichen.

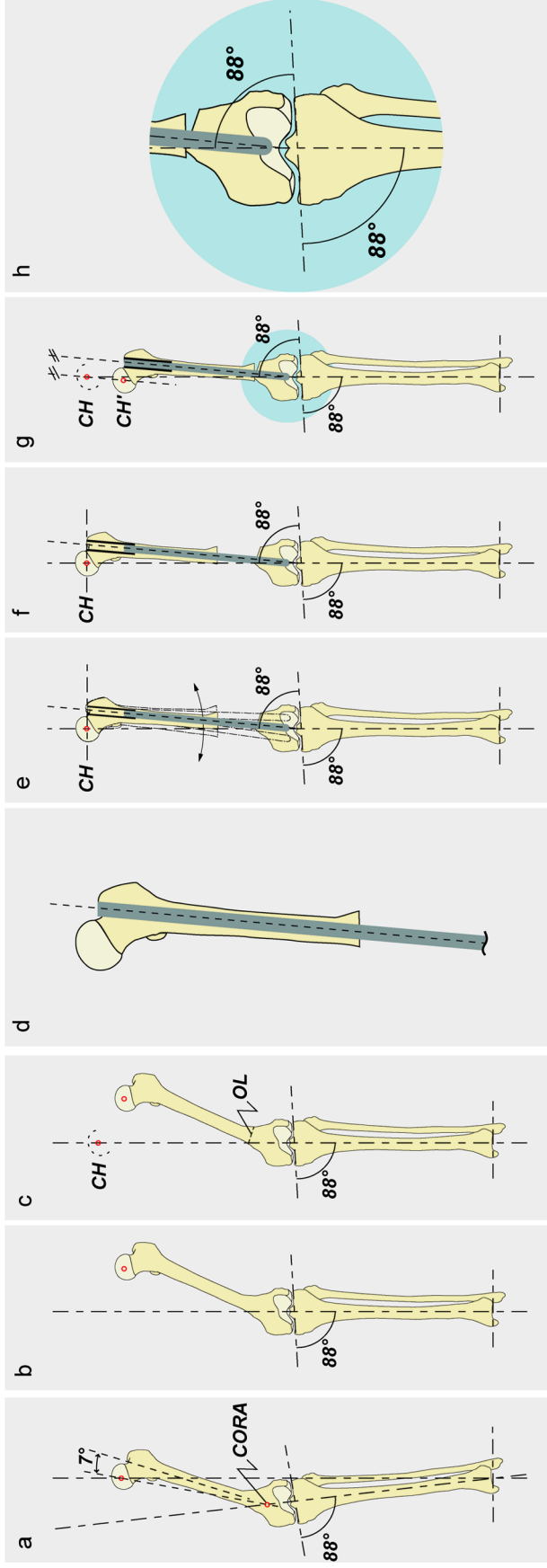
Um die Positionierung eines Implantates im Knochen zu planen, ist vor allem die Begrenzung der Cavitas medullaris, insbesondere im Bereich der Diaphyse, von großem Interesse. Die Arbeit mit der Original-LSR bei der digitalen Planung gestaltet nicht nur die Implantatspositionierung wirklichkeitsgetreuer, sondern verbessert zudem die Planung der Fräsung, da der Markraum exakt zu beurteilen ist.

Die Auswahl eines geeigneten Implantates wurde durch die Anfertigung maßstabsgetreuer Schablonen für die geläufigen Modelle des *Fitbone*<sup>®</sup> der Firma *Wittenstein Intens*<sup>®</sup> erleichtert. Da sowohl der postoperative Zustand als auch der Zustand nach abgeschlossener Verlängerung graphisch dargestellt werden sollten, erlauben die Schablonen eine Simulation der beabsichtigten Verlängerungstrecke.

Um aus dem endverlängerten Zustand den postoperativen Zustand konstruieren zu können, bestehen die erstellten Nagelschablonen aus zwei Ebenen und haben sowohl im Teleskop (TAA) bzw. in der Skala (SAA) als auch im Marknagelteil eine Mittellinie. Anhand dieser Marknagelmittelachse ist das reverse Verschieben einer Ebene der Marknagelschablone übersichtlich möglich.

Durch die Umsetzung dieser Punkte konnte der Planungsbetrieb im *ZEM-Germany* inzwischen von der konventionellen, zeichnerischen Planungsmethode auf die digitale Korrekturplanung umgestellt werden. Ein orientierender Vergleich der Planungszeiten der konventionell durchgeführten *RPM* mit der digitalen Umsetzung ergab eine Zeitersparnis zwischen ca. 31 % und 54 % zu Gunsten der digitalen *RPM*.

## **11 Anhang**



**Bild 1 a bis h nach [5]:** Femurkorrektur – antegrade Marknagelung. Mechanischer Medialer Proximaler Tibiawinkel: 88°, mechanischer Lateraler Distaler Femurwinkel 88°. Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Femurachse: 7°.

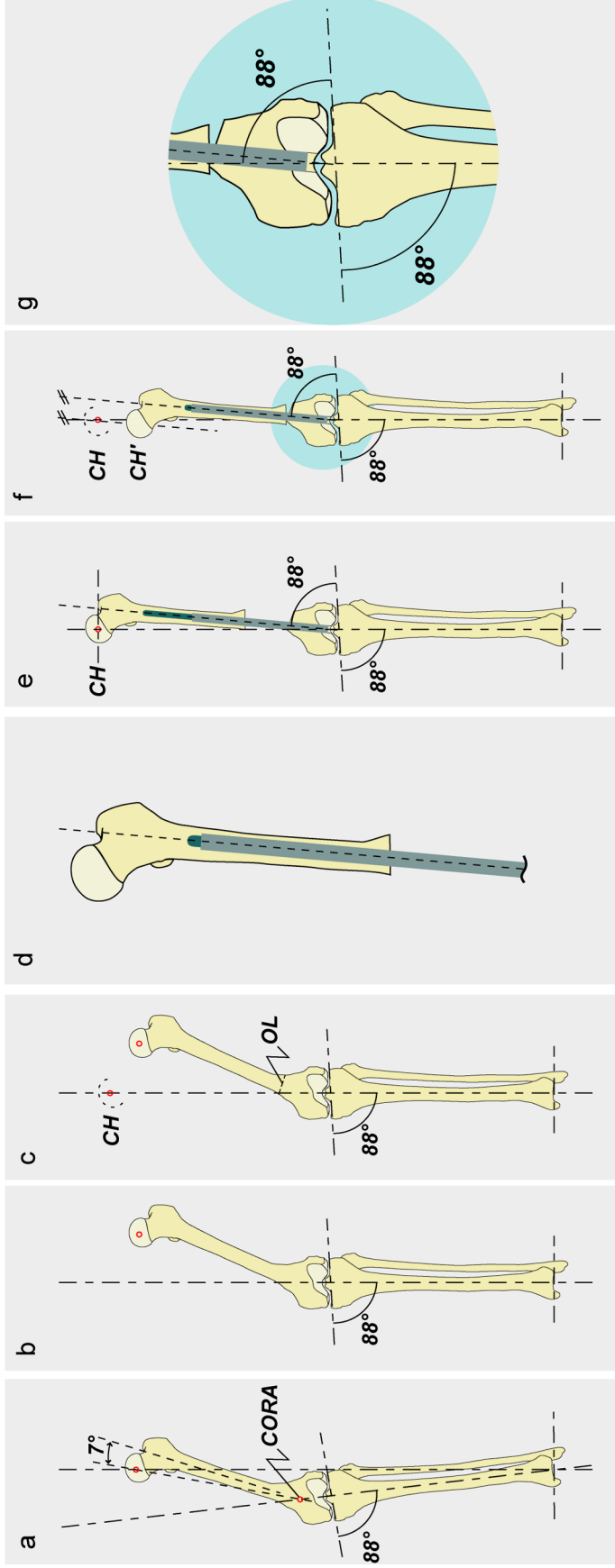
**a:** CORA (Center of Rotation of Angulation) und *Mikuliczlinie* (zwischen Hüftgelenks- und Sprunggelenkszentrum) veranschaulichen die präoperativen Achsverhältnisse, die angestrebte Belastungsachse verläuft durch das Sprunggelenks- und Kniegelenkszentrum.

**b:** Die angestrebte *Mikuliczlinie* wird lotrecht ausgerichtet. **c:** CH (Center of Hip joint) markiert die neue Position des Hüftkopfszentrums nach Achskorrektur und abgeschlossener Distraction, OL (Osteotomielevel) kennzeichnet die Osteotomiehöhe.

**d:** In die Femurschablone wird das Implantat eingezeichnet. **e:** Das exakte Ausrichten der Femurschablone erfolgt durch Schwenken um CH. **f:** Zustand nach abgeschlossener Verlängerung.

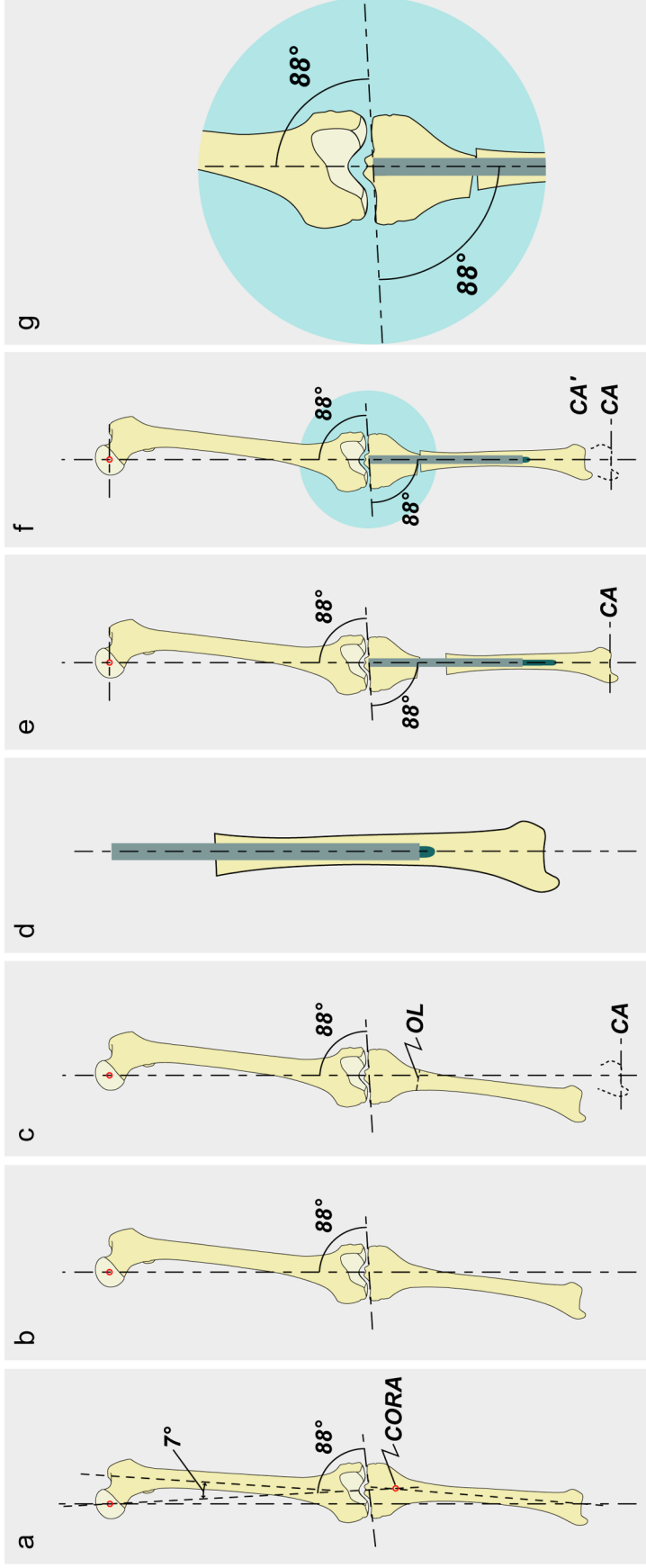
**g:** Reverses Verschieben entlang der Marknagelbahn. CH' kennzeichnet die postoperative Position des Hüftgelenkszentrums.

**h:** Verriegelungsposition des Implantats im Bereich des Kniegelenks, die Umstellung wird durch den Versatz deutlich.



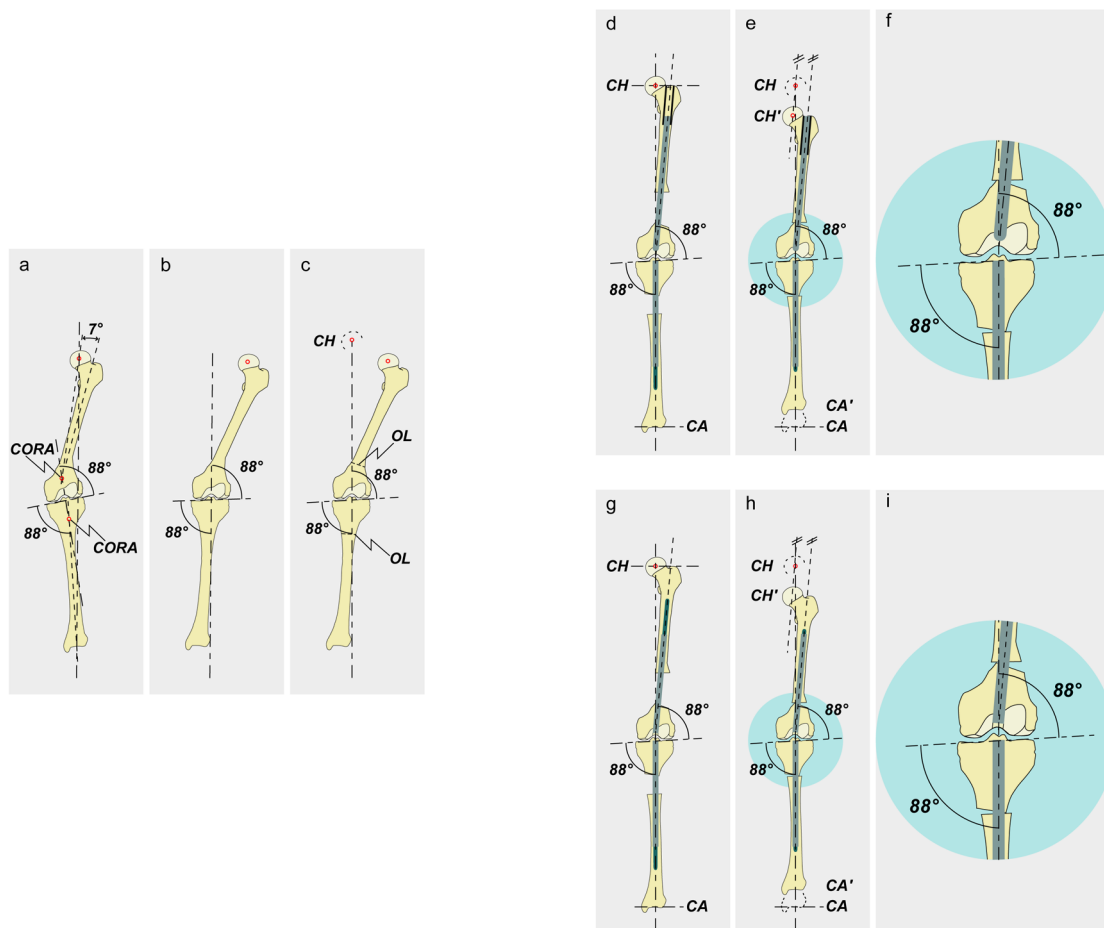
**Bild 2 a bis g nach [5]:** Femurkorrektur – retrograde Marknagelung. Mechanischer Medialer Proximaler Tibiawinkel:  $88^\circ$ , mechanischer Lateraler Distaler Femurwinkel  $88^\circ$ . Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Femurachse und mechanischer Femurachse:  $7^\circ$ .

- a:** CORA (Center of Rotation of Anulation) und *Mikuliczlinie* (zwischen Hüftgelenks- und Sprunggelenkszentrum) veranschaulichen die präoperativen Achsverhältnisse, die angestrebte Belastungsachse verläuft durch das Sprunggelenks- und Kniegelenkszentrum.
- b:** Die angestrebte *Mikuliczlinie* wird lotrecht ausgerichtet. **c:** CH (Center of Hip joint) markiert die Position des Hüftkopfszentrums nach Achskorrektur und abgeschlossener Distraction, OL (Osteotomielevel) kennzeichnet die Osteotomiehöhe.
- d:** In die Femurschablone wird das Implantat eingezeichnet. **e:** Zustand nach abgeschlossener Verlängerung.
- f:** Reverses Verschieben entlang der Marknagelbahn. CH' kennzeichnet die postoperative Position des Hüftgelenkszentrums.
- g:** Implantatposition im Bereich des Kniegelenks.



**Bild 3 a bis g nach [5]:** Tibiakorrektur. Mechanischer Medialer Proximaler Tibiawinkel:  $88^\circ$ , mechanischer Lateraler Distaler Femurwinkel  $88^\circ$ . Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Femurachse:  $7^\circ$ .

- a:** CORA (Center of Rotation of Angulation) und Mikuliczlinie (zwischen Hüftgelenks- und Sprunggelenkszentrum) veranschaulichen die präoperativen Achsverhältnisse, die angestrebte Belastungsachse verläuft durch das Hüftgelenks- und Kniegelenkszentrum.
- b:** Die angestrebte Mikuliczlinie wird lotrecht ausgerichtet. **c:** CA (Center of Ankle joint) markiert die Position des Sprunggelenkszentrums nach Achskorrektur und abgeschlossener Distraction, OL (Osteotomielevel) kennzeichnet die Osteotomiehöhe.
- d:** In die Tibiaschablone wird das Implantat eingezeichnet. **e:** Zustand nach abgeschlossener Verlängerung.
- f:** Reverses Verschieben entlang der Marknagelbahn. CA' kennzeichnet die postoperative Position des Sprunggelenkszentrums.
- g:** Implantatposition im Bereich des Kniegelenks.



**Bild 4 a bis i nach [5]:** Gleichzeitige Korrektur von Femur und Tibia. Mechanischer Lateraler Distaler Femurwinkel  $88^\circ$ . Mechanischer Medialer Proximaler Tibiawinkel  $88^\circ$ . Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Femurachse  $7^\circ$ .

**a:** Die beiden *CORA* (Center of Rotation of Angulation) von Femur und Tibia und die *Mikuliczlinie* (zwischen Hüftgelenks- und Sprunggelenkszentrum) des ganzen Beins veranschaulichen die präoperativen Achsverhältnisse.

**b:** Die Extremität wird mit der Kniegelenkslinie in einem Winkel von  $88^\circ$  zur *Mikuliczlinie* ausgerichtet.

**c:** CH (Center of Hip joint) markiert die neue Position des Hüftkopfszentrums, OL (Osteotomielevel) kennzeichnet die Osteotomiehöhen.

**d:** Zustand nach abgeschlossener Achskorrektur und Verlängerung, CA (Center of Ankle joint) stellt die neue Position des Sprunggelenkszentrums dar.

**e:** Reverses Verschieben entlang der Marknagelbahn, CH' und CA' sind die postoperativen Positionen von Hüft- und Sprunggelenkszentrum.

**f:** Verriegelungspositionen der Marknägel im Bereich des Kniegelenks.

**g – i:** Die Bilder g – i entsprechen den Bildern d – f bei retrograder Femurmarknagelung.

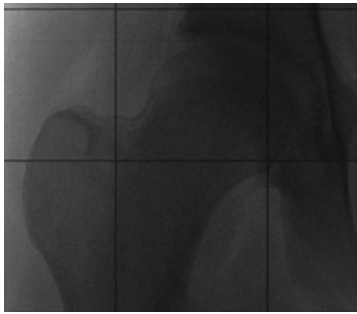


Bild 5:  
Articulatio coxae vor Anwendung der Belichtungskorrektur.

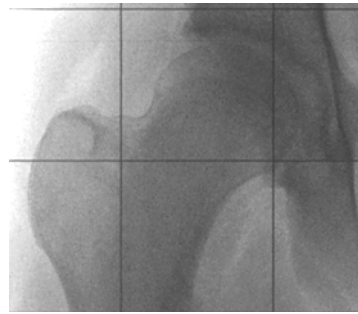


Bild 6:  
Articulatio coxae nach Anwendung der Belichtungskorrektur.





Bild 7

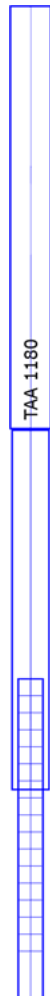


Bild 8

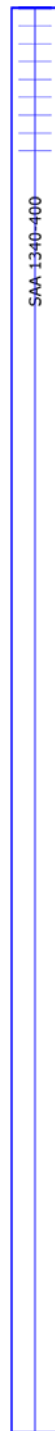


Bild 9



Bild 10

Bild 7: Implantatschablone des *Fitbone*<sup>®</sup> TAA (*Telescope Active Actuator*) 1180.

Bild 8: Das Teleskop des *Fitbone*<sup>®</sup> TAA 1180 ist um 4,7 cm ausgefahren, die Skala zeigt die Hubhöhe. Der Abstand zwischen zwei Teilstrichen entspricht 0,5 cm.

Bild 9: Implantatschablone des *Fitbone*<sup>®</sup> SAA (*Slide Active Actuator*) 1340-400.

Bild 10: Der *Fitbone*<sup>®</sup> SAA simuliert eine Verlängerung von 3,2 cm, die Skala zeigt die Distractionsstrecke. Der Abstand zwischen zwei Teilstrichen entspricht 0,5 cm.

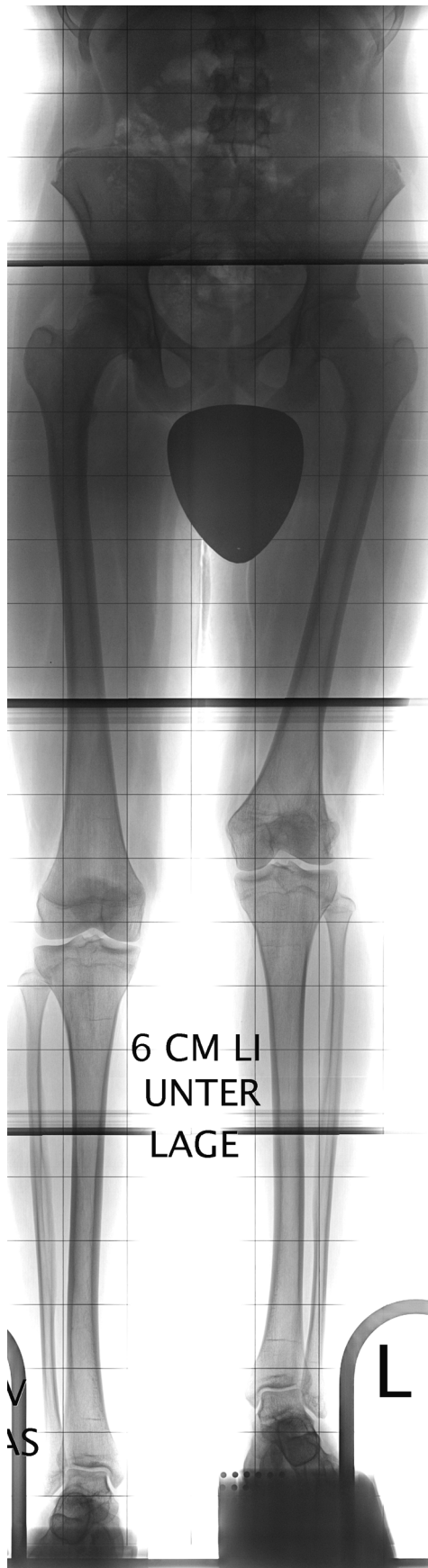


Bild 11:  
Die lange Röntgenganzbeinaufnahme zeigt eine deutliche Fehlstellung des linken Femur sowie eine Längendifferenz der Femora, Unterlage 6 cm links.

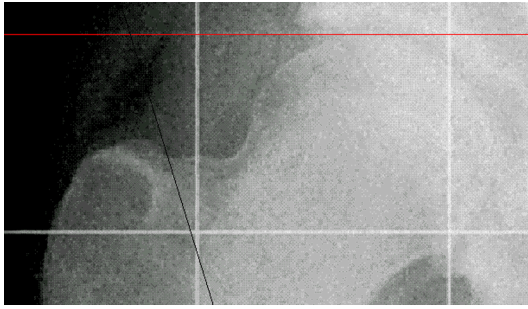


Bild 12:  
Ausrichten der Oberkante des Caput femoris an der roten Hilfslinie.

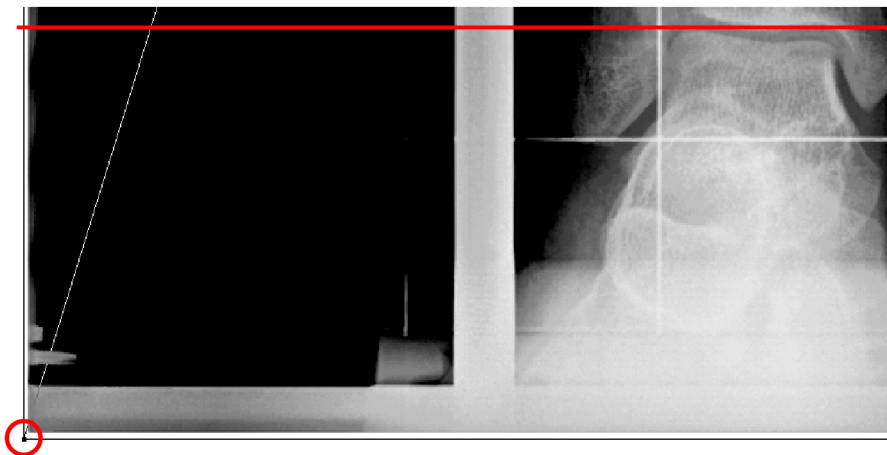


Bild 13:  
Die lange Röntgenganzbeinaufnahme wird mit der distalen Tibia-Gelenkfläche an der roten Hilfslinie skaliert.



Bild 14:  
Werkzeug zur Bestimmung des Hüftkopfszentrums.

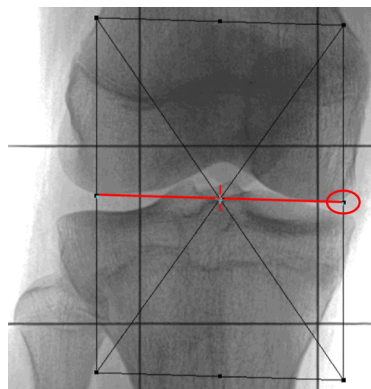


Bild 15:  
Bestimmung des angestrebten Belastungszentrums im Kniegelenk, der mittlere mediale Ebenentransformationspunkt ist rot eingekreist.

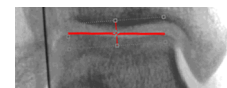


Bild 16:  
Bestimmung des Sprunggelenkszentrums.

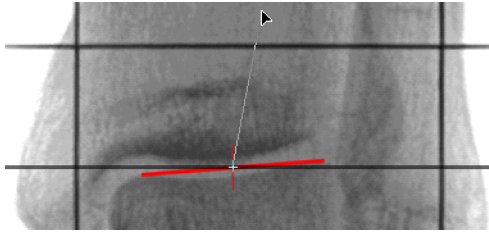


Bild 17:

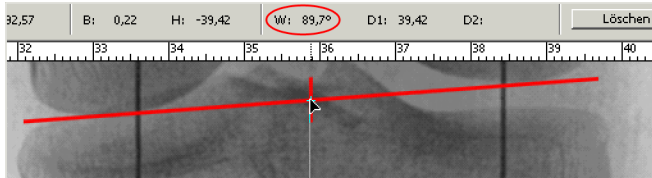


Bild 18:

Bilder 17 und 18: Der Winkel  $\tau$  wird vom Sprunggelenkszentrum zum festgelegten Belastungszentrum im Kniegelenk gemessen. Im Planungsbeispiel ergibt sich ein Winkel von  $89,7^\circ$ .

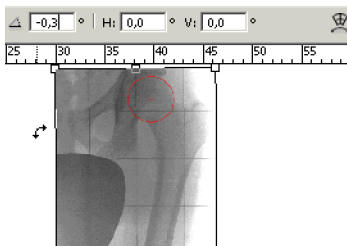


Bild 19:

Im Beispiel  $\varphi = \tau - 90^\circ = 89,7^\circ - 90^\circ = -0,3^\circ$ .

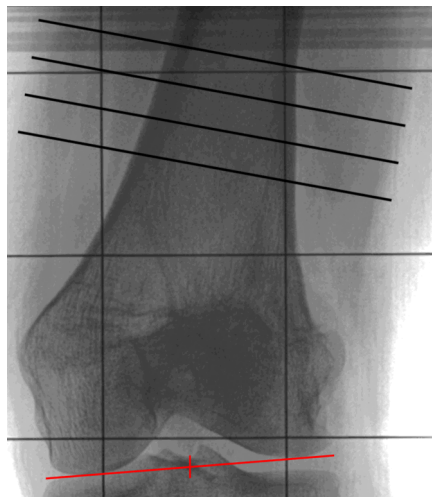


Bild 20:

Die vier parallelen schwarzen Linien der Ebene Osteotomielevel zeigen mögliche Osteotomiehöhen. Der Abstand von dem rot markierten angestrebten Belastungszentrum im Kniegelenk beträgt im Beispiel 8, 9, 10 und 11 cm.



Bild 21:  
Ebene „Femur“.

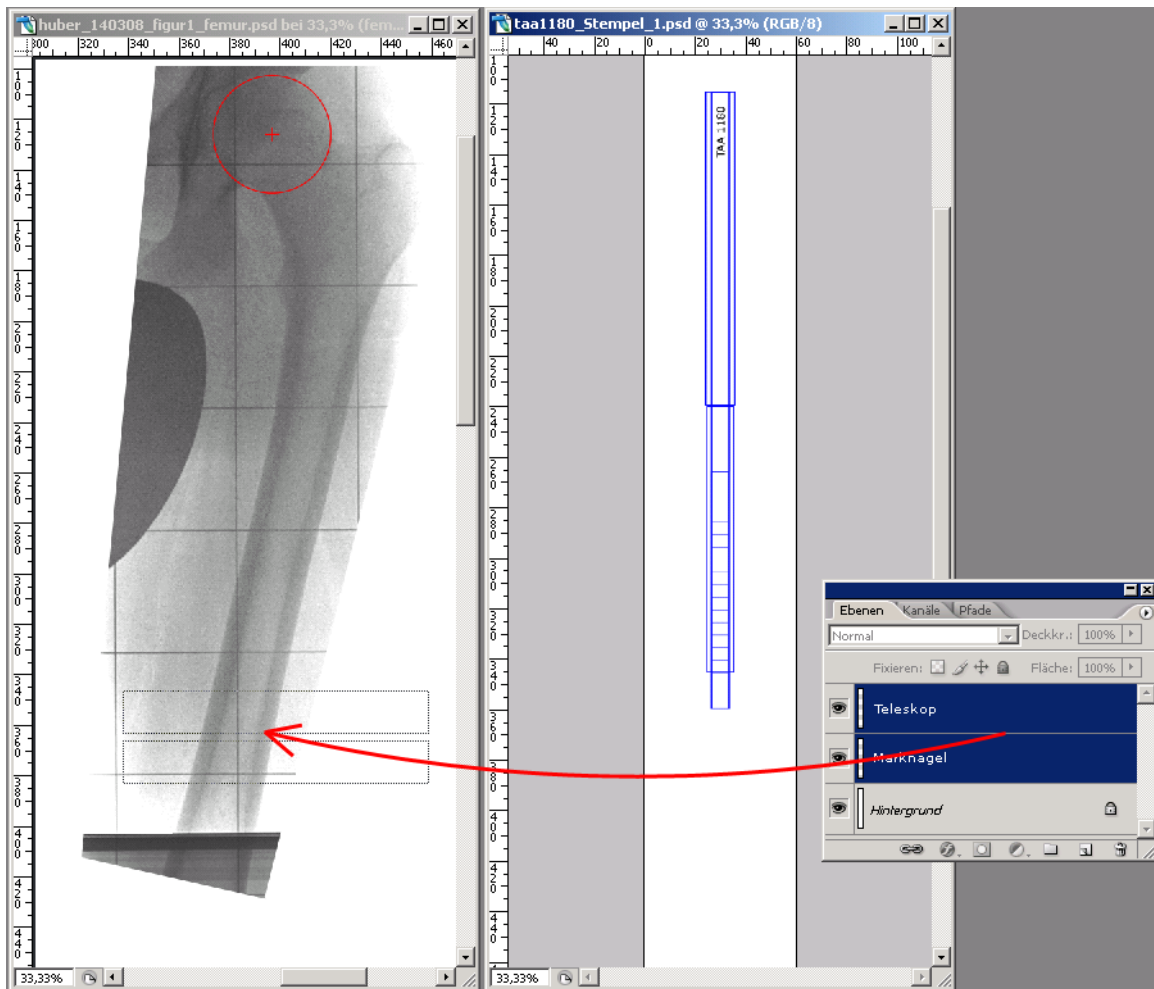


Bild 22:  
 Import des Nagels *Teleskop Active Actuator (TAA)* per „Drag & Drop“. Die beiden markierten Ebenen „Teleskop“ und „Marknagel“ werden mit der Maus in die Planung gezogen.

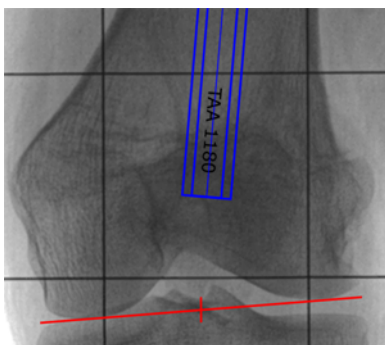


Bild 23:  
 Das Implantat ist im Bereich der Fossa intercondylaris ca. 1 cm tief in den Knochen einzubringen. Das rote Werkzeug markiert das angestrebte Belastungszentrum des Kniegelenks.

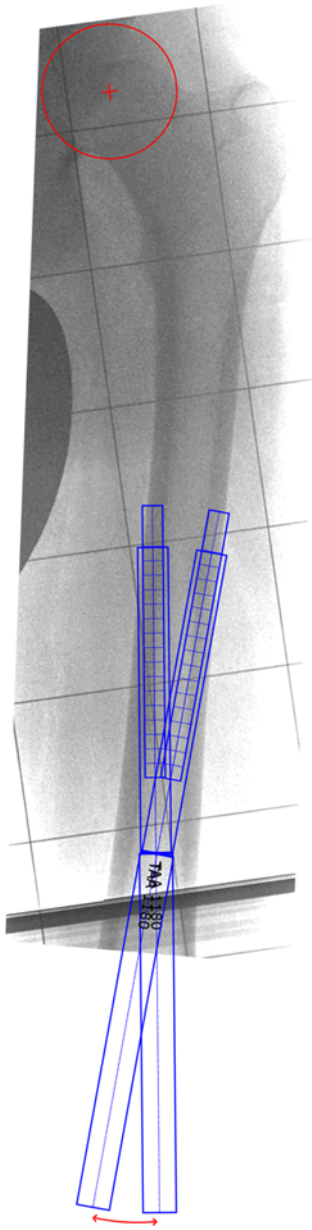


Bild 24:  
 Durch Rotation und Translation wird das Implantat in den Markraum eingepasst. Das Hüftgelenkszentrum ist rot markiert.

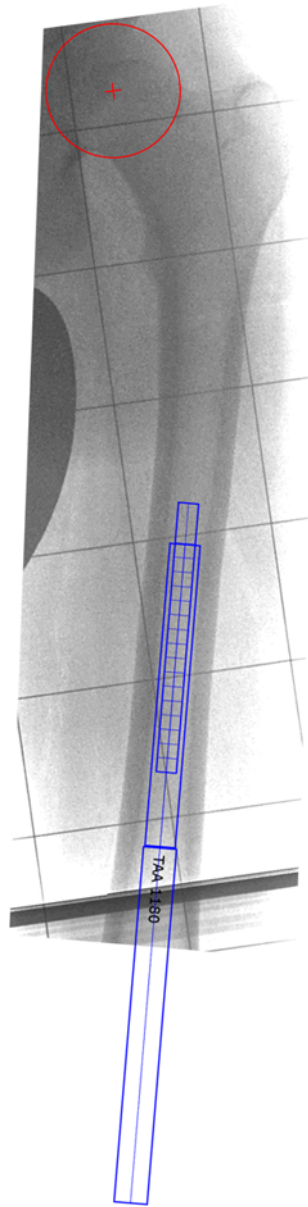


Bild 25:  
 Der Nagel wird proximal der Osteotomie im Markraum, entsprechend dem erkennbaren Kanal, zentriert. Das Hüftgelenkszentrum ist rot markiert.

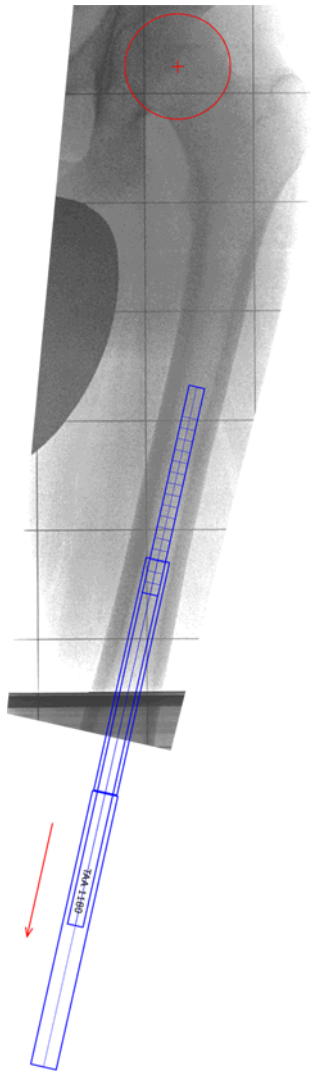


Bild 26:  
Der Marknagel wurde um die Distraktionsstrecke von 64 mm ausgefahren. Das Hüftgelenkszentrum ist rot markiert.

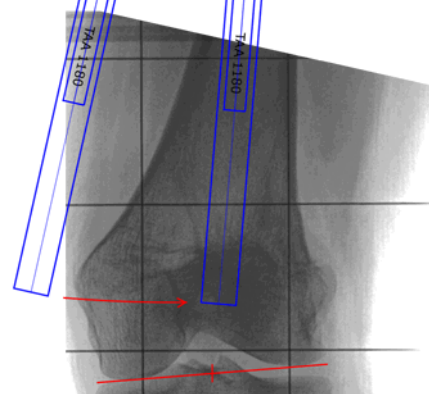
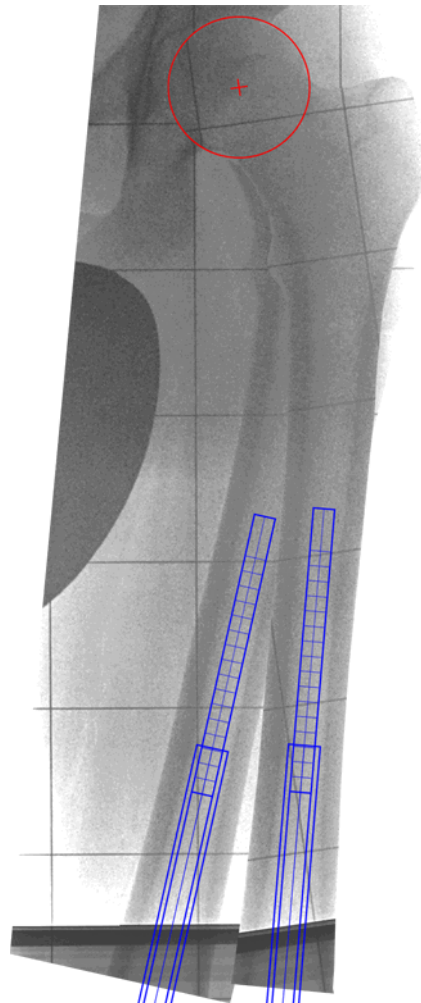


Bild 27:  
Drehen um das Hüftkopfszentrum. Das angestrebte Belastungszentrum des Kniegelenks und das Hüftgelenkszentrum sind rot markiert.

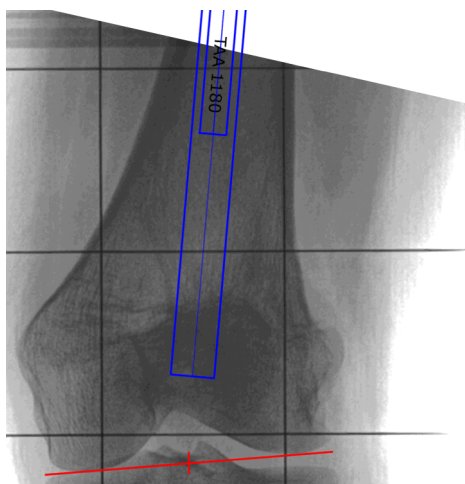


Bild 28: Mögliche Verriegelungsposition. Rot: Belastungszentrum des Kniegelenks.



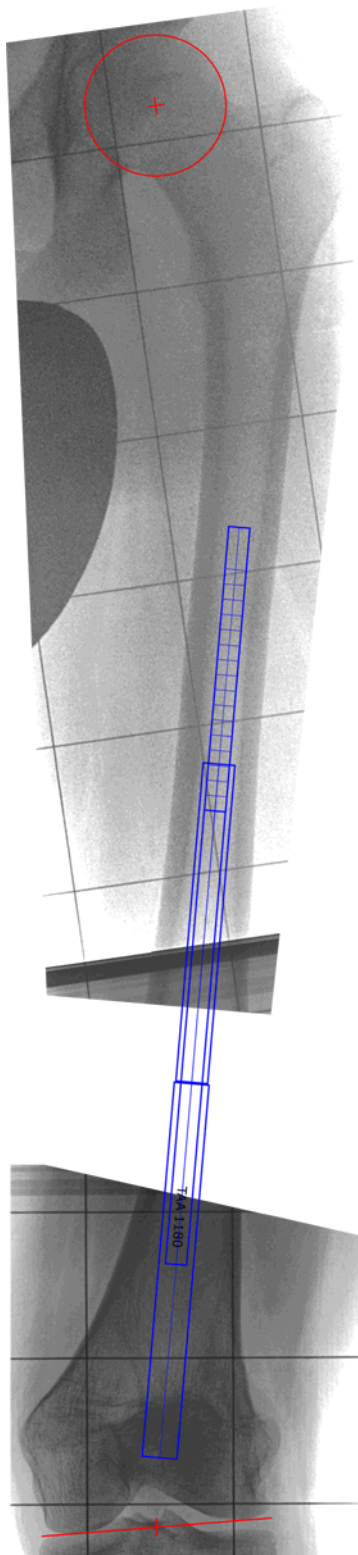


Bild 29: Ausschnitt: Figur 2

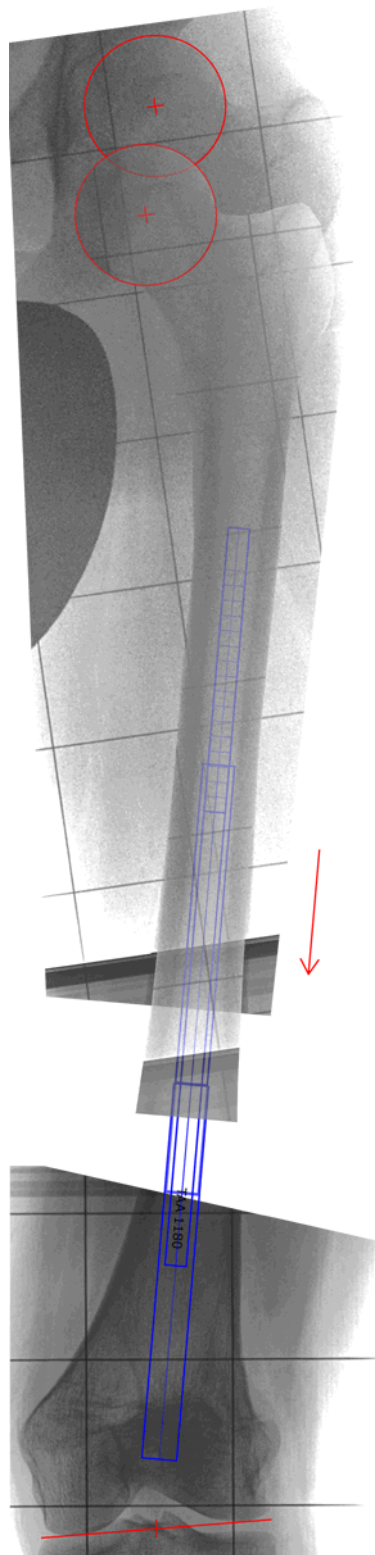


Bild 30:

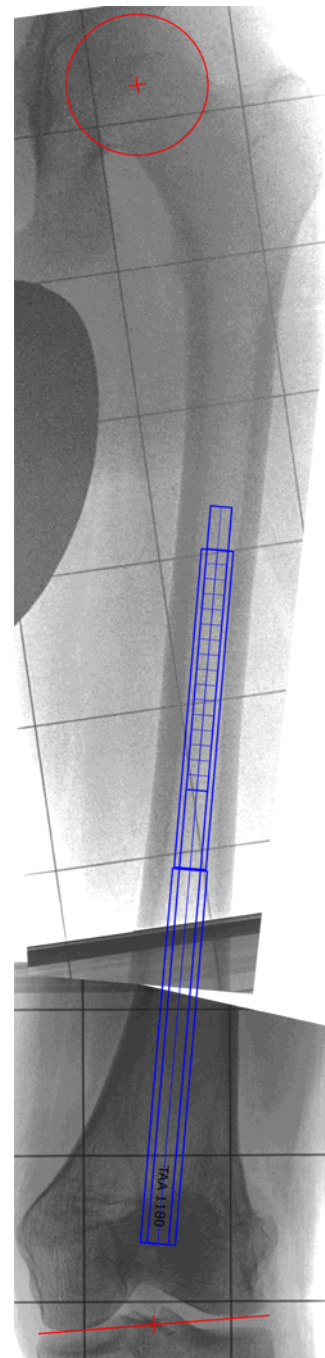


Bild 31: Ausschnitt: Figur 3

Bilder 29-31: Bei der so genannten reversen Distraction wird der verlängerte Knochenteil durch Einfahren des Nagels entgegen der Verlängerungsrichtung entlang der Marknagelachse verschoben, bis sich die Knochenfragmente berühren. Das Hüftgelenkszentrum und das geplante Belastungszentrum des Kniegelenks sind rot markiert.



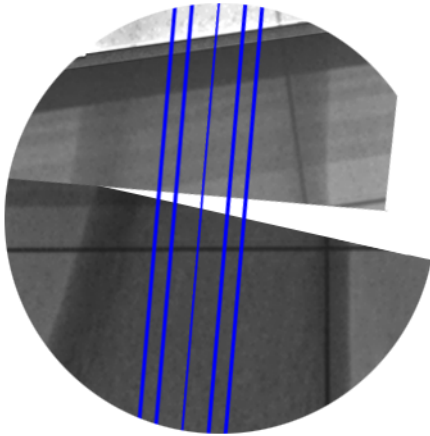


Bild 32:  
Ausschnittvergrößerung von Abbildung 31: Reverse Distraction bis zum Kontakt der Knochenfragmente. Die blauen Linien stellen die Marknagelkonturen dar.

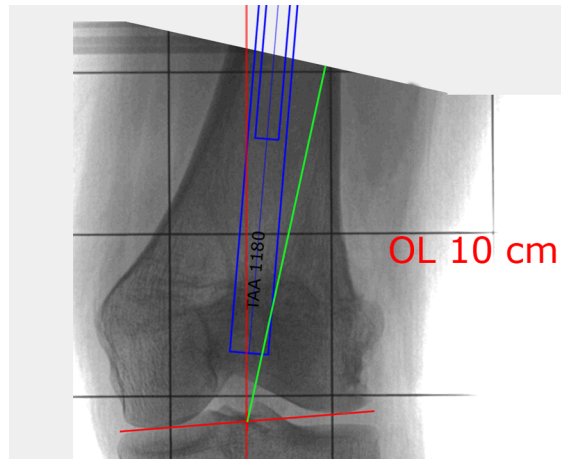


Bild 33:  
Die grüne Linie zeigt den Abstand der Osteotomie zum rot gezeichneten Belastungszentrum des Kniegelenks (10 cm). Vertikal ist ein Teil der *Mikuliczlinie* rot dargestellt.

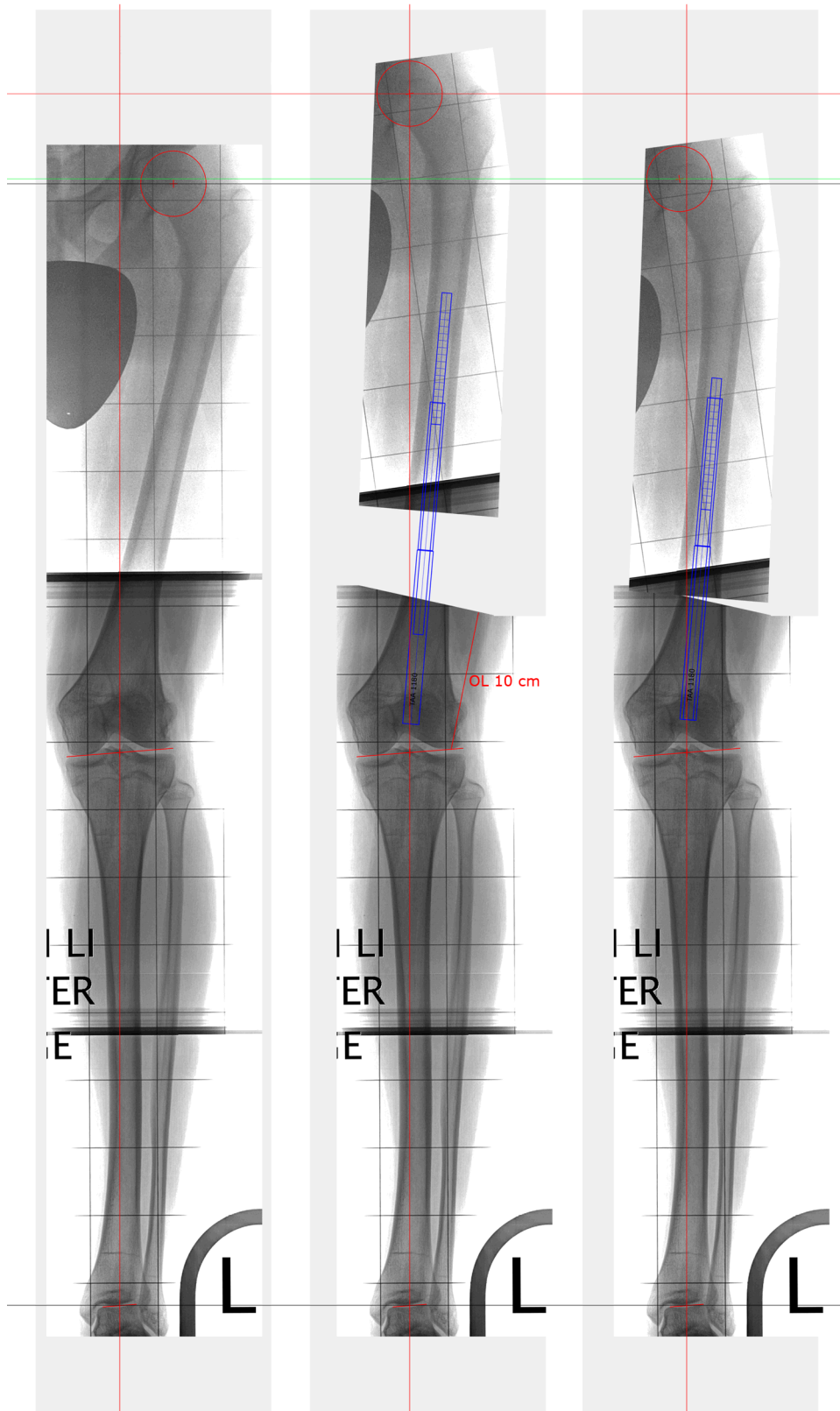


Bild 34:  
 Darstellung der Figuren 1-3 mit Hilfslinien und gekennzeichneter Osteotomiehöhe (OL). Von links nach rechts sind präoperativer Zustand (Figur 1), Zustand nach Distraction (Figur 2) und postoperativer Zustand (Figur 3) angeordnet.

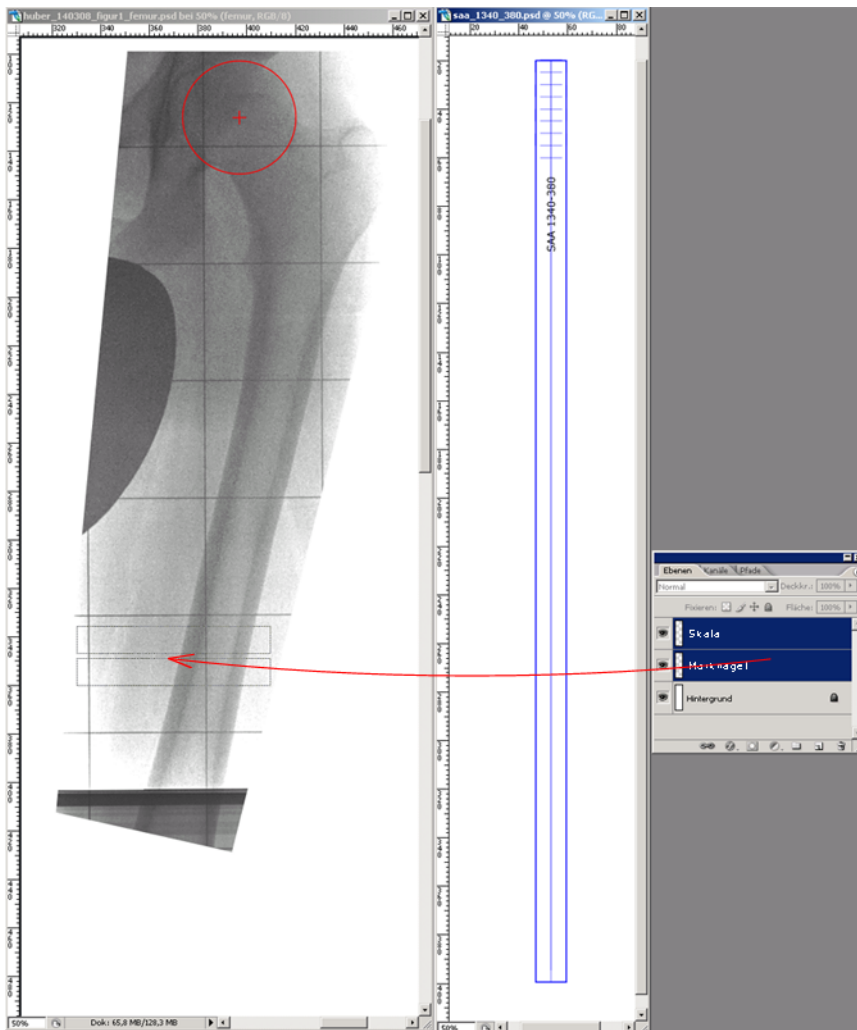


Bild 35:  
Import des Nagels *Slide Active Actuator* (SAA) in die Planung per „Drag & Drop“. Die beiden Nagelebenen werden mit der Maus in die Planung gezogen. Das Hüftgelenkszentrum ist rot markiert.

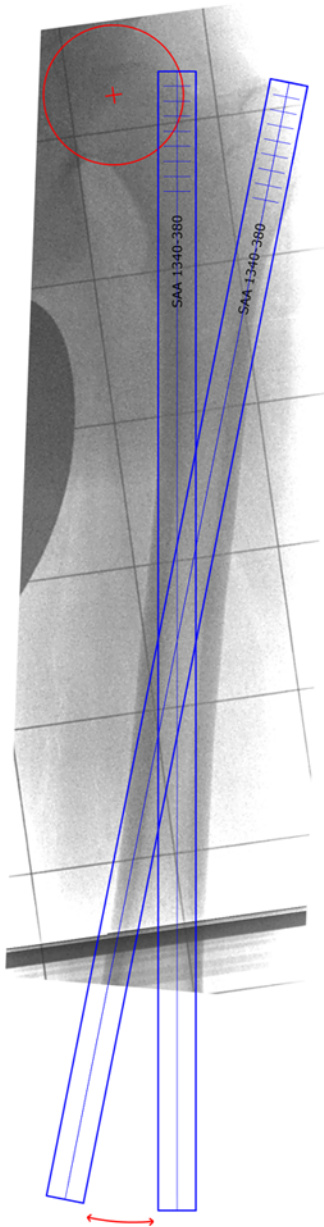


Bild 36:  
Durch Rotation wird das Implantat eingepasst. Das Hüftgelenkszentrum ist rot markiert.

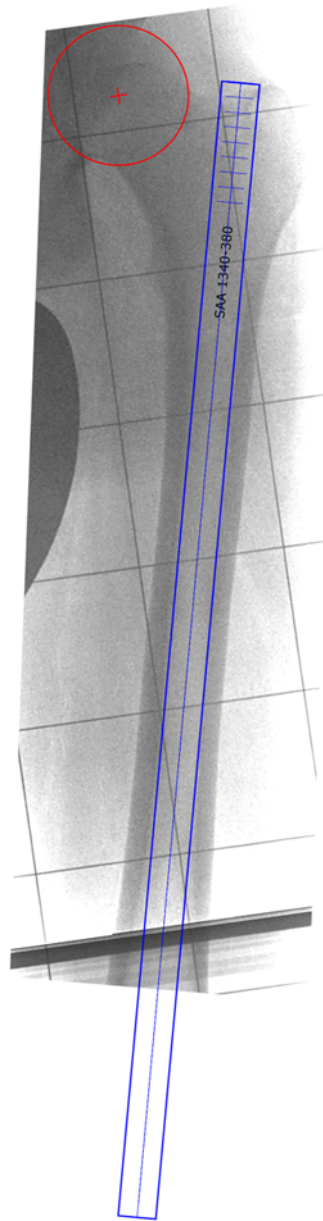


Bild 37:  
Der Nagel tritt nahe des medialen Drittelpunktes des Trochanter major ein und wird nach Dicke und Verlauf der Kortikalis platziert. Das Hüftgelenkszentrum ist rot markiert.

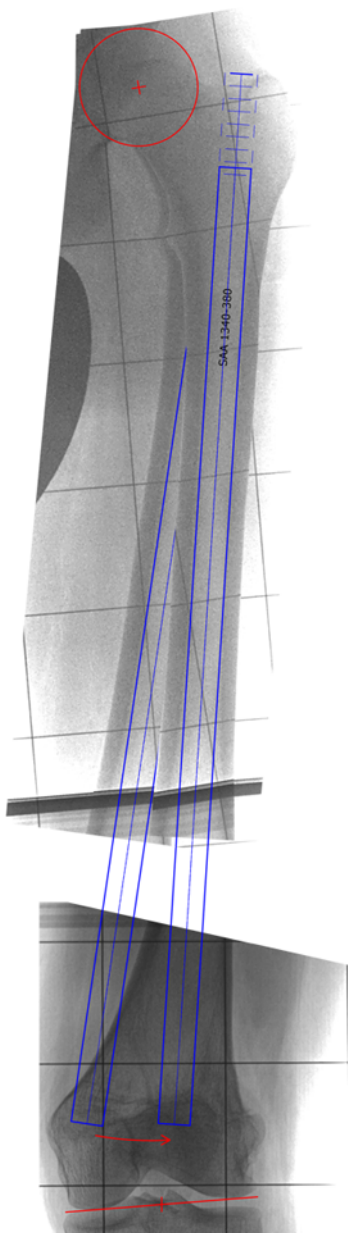


Bild 38:  
Drehen um das Hüftkopfbzentrum.  
Das Belastungszentrum des Kniegelenks ist rot markiert.

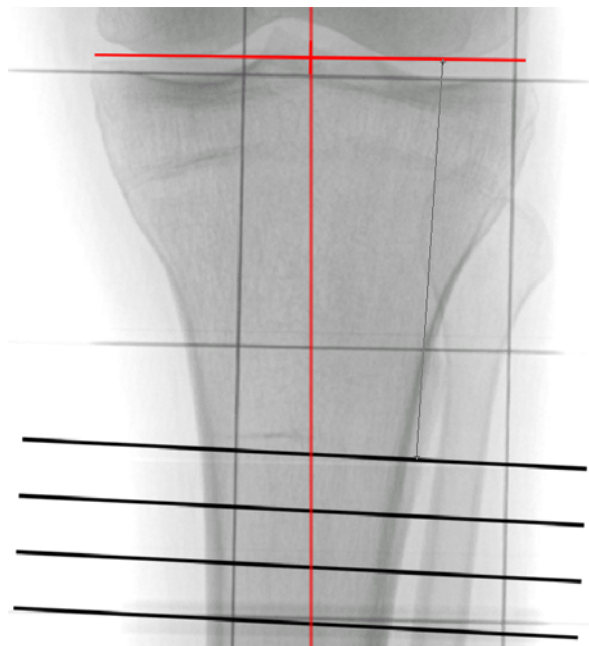


Bild 39:  
Die vier schwarzen parallelen Linien kennzeichnen mögliche Osteotomiehöhen im Abstand von 7, 8, 9 und 10 cm vom rot markierten Belastungszentrum des Kniegelenks. Vertikal ist ein Abschnitt der roten *Mikuliclinie* sichtbar.

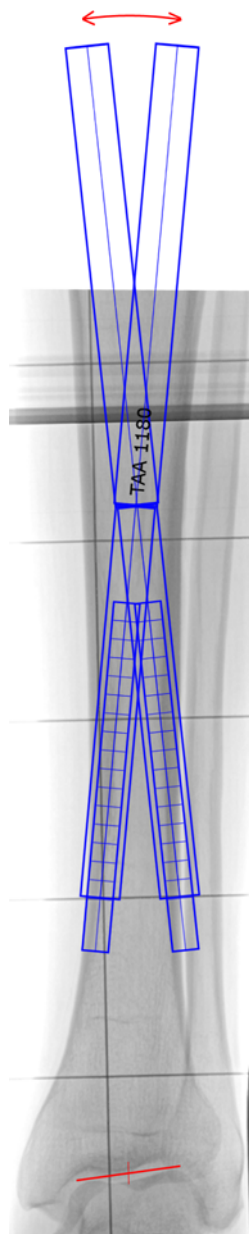


Bild 40:  
Durch Transformation wird die Implantatscha-  
blone in den Markraum eingepasst. Das  
Sprunggelenkszentrum ist rot markiert.

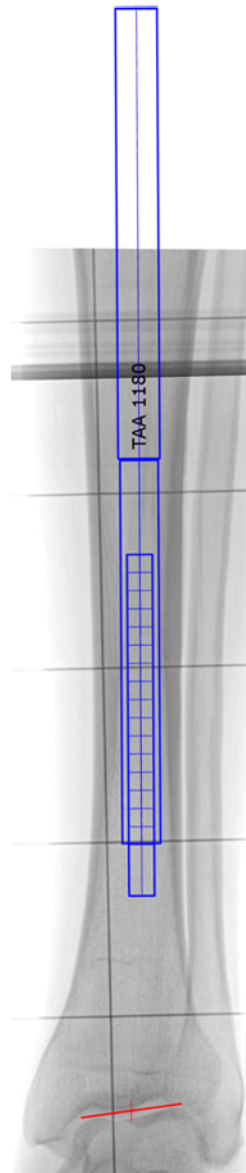


Bild 41:  
Das Implantat wird entsprechend der Dicke  
und dem Verlauf der Kortikalis positioniert.  
Das Sprunggelenkszentrum ist rot markiert.

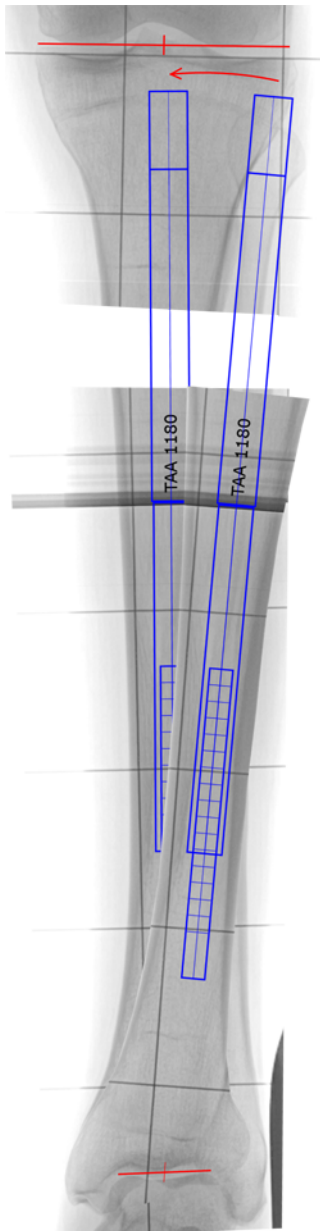


Bild 42:  
Schwenken um das rot markierte Sprunggelenkszentrum. Das Belastungszentrum des Kniegelenks ist rot markiert.

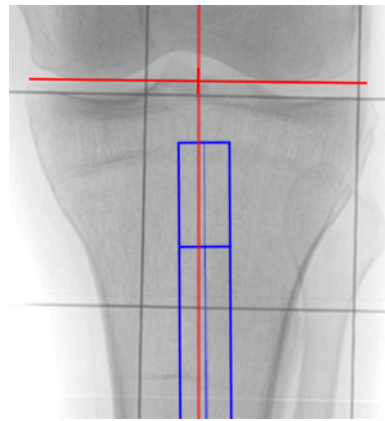


Bild 43:  
Mögliche Verriegelungsposition. Das Belastungszentrum des Kniegelenks ist rot markiert. Vertikal ist ein Abschnitt der *Mikuliczlinie* rot dargestellt.



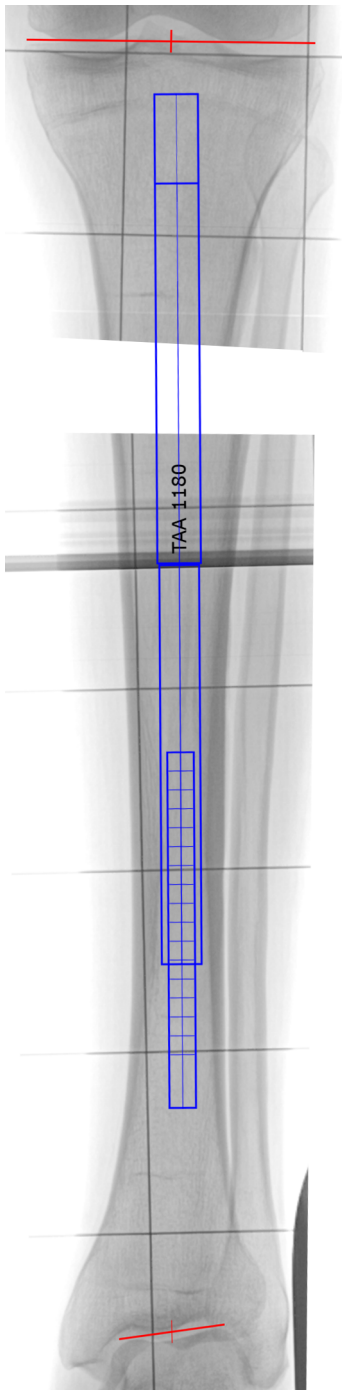


Bild 44:  
Ausschnitt aus Figur 2.

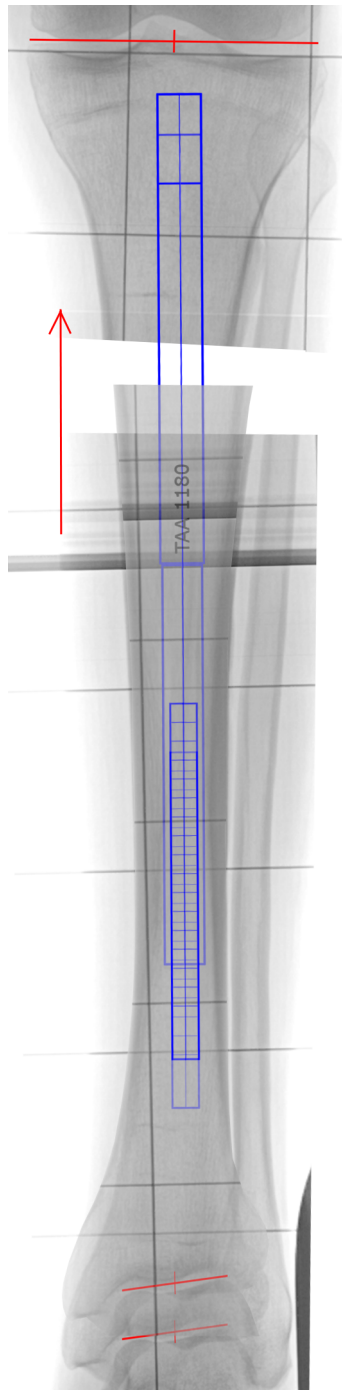


Bild 45:

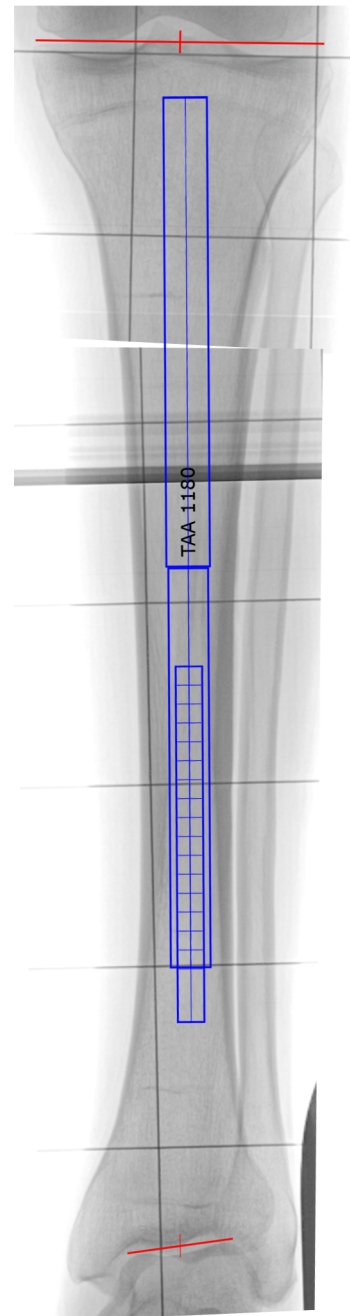


Bild 46:  
Ausschnitt aus Figur 3.

Bilder 44-46: Bei der „reversen Distraction“ wird der verlängerte Knochenteil durch Einfahren des Implantats entgegen der Verlängerungsrichtung entlang der Marknagelachse verschoben, bis sich die Knochenfragmente berühren. Bild 44 zeigt den Zustand nach abgeschlossener Verlängerung und Achskorrektur, Bild 46 stellt den postoperativen Zustand dar. Das Sprunggelenkszentrum und das Belastungszentrum des Kniegelenks sind rot gekennzeichnet.



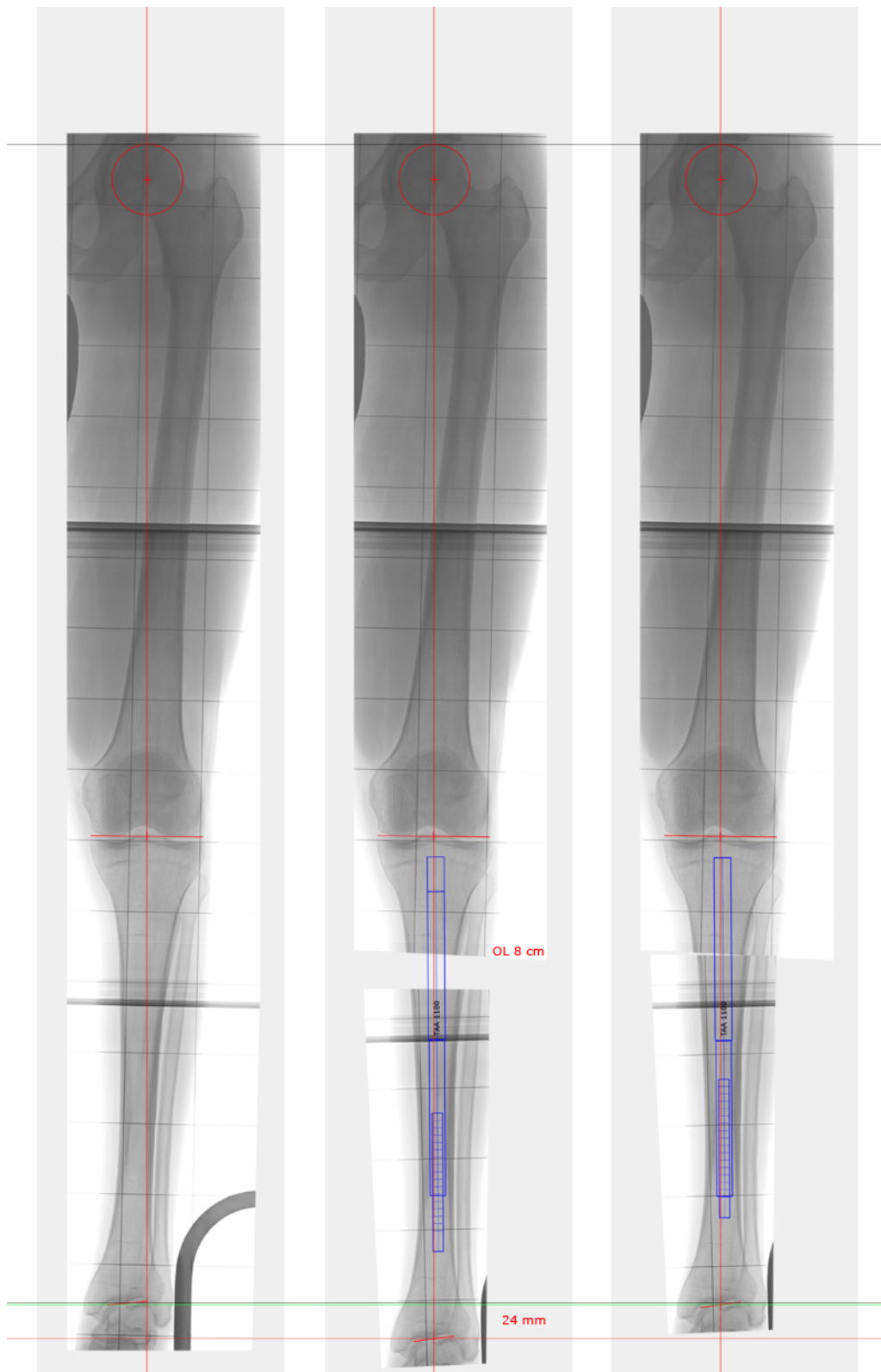


Bild 47:  
 Figuren 1-3 mit Hilfslinien und markierter Osteotomiehöhe (OL). Von links nach rechts sind präoperativer Zustand (Figur 1), Zustand nach Distraction und Achskorrektur (Figur 2) und postoperativer Zustand (Figur 3) angeordnet. Die schwarze Hilfslinie zeigt die präoperative Beinlänge, die Grüne die Postoperative. Die rote Hilfslinie markiert die Beinlänge nach abgeschlossener Achskorrektur und Distraction.

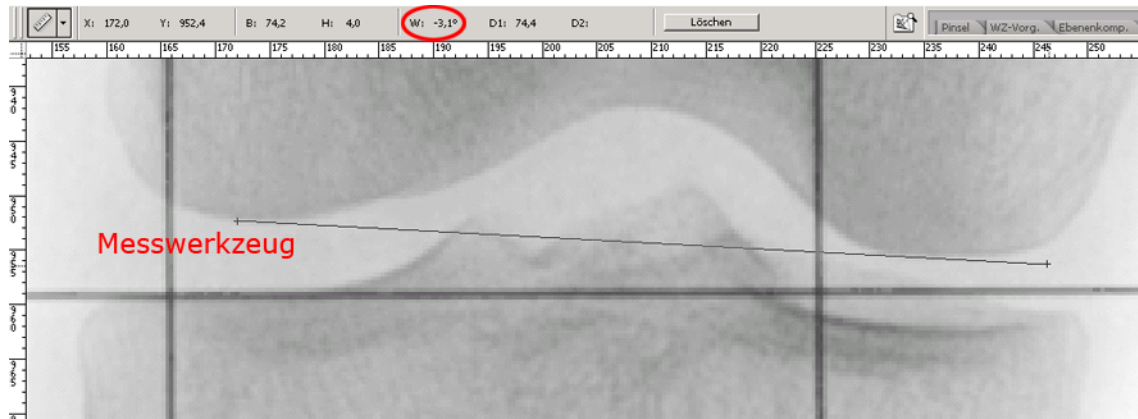


Bild 48:  
Messung des Kondylenwinkels  $\tau$ , im Beispiel  $\tau = -3,1^\circ$ .

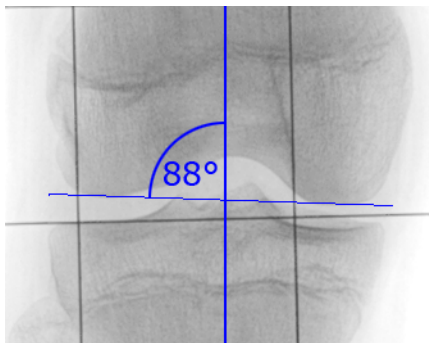


Bild 49:  
Korrekturziel ist ein mechanischer Lateraler Distaler Femurwinkel (mLDFW) von  $88^\circ$ .

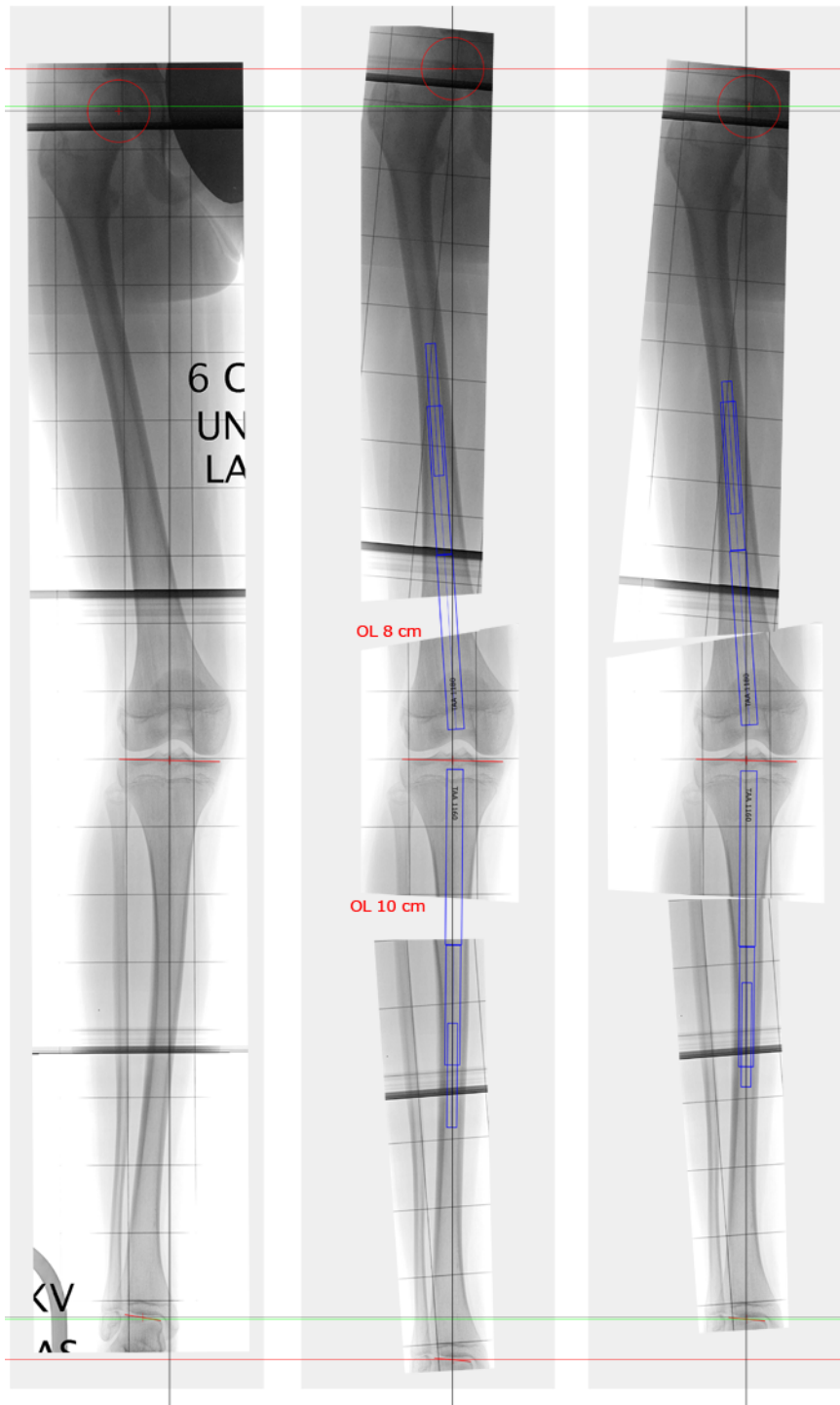


Bild 50:

Figuren 1-3 mit Hilfslinien und markierten Osteotomiehöhen (OL). Von links nach rechts sind präoperativer Zustand (Figur 1), Zustand nach Distraction und Achskorrektur (Figur 2) und postoperativer Zustand (Figur 3) angeordnet. Die schwarzen Hilfslinien zeigen die präoperative Beinlänge, die Grünen die Postoperative. Die roten Hilfslinien markieren die Beinlänge nach abgeschlossener Achskorrektur und Distraction.

## 12 Curriculum vitae

### Martin Hornberger

Familienstand: ledig  
Nationalität: deutsch  
Geburtsdatum: 07.01.1982  
Geburtsort: Fürth

#### Schule und Ausbildung

09/1988 – 07/1992      Grundschule Bayerisch Gmain  
09/1992 – 06/2001      Karls gymnasium Bad Reichenhall, Abschluss: Abitur (1,9)

#### Ersatzdienst

06/2001 – 04/2002      Rettungsdienst helper, Rettungswache Teisendorf  
(Bayerisches Rotes Kreuz)

#### Studium

10/2002 – 05/2009      Medizinstudium an der Ludwig - Maximilians - Universität München  
1. Ärztliche Prüfung: 08/2004  
2. Ärztliche Prüfung: 05/2009, Gesamtnote: gut (2,0)

#### Dissertation

11/2006 - 03/2010      *Digitale Korrekturplanung bei operativen Beinkorrekturen mit voll implantierbaren Distraktionsmarknägeln,*  
Prof. Dr. Dr. R. Baumgart, Chirurgische Klinik und Poliklinik der LMU München

#### Praktisches Jahr

08/2007 - 12/2007      Chirurgie, Prof. Dr. Lange, Kantonsspital St. Gallen (CH)  
12/2007 – 03/2008      Innere Medizin, Dr. Kreuzmayr, Klinikum Traunstein  
04/2008 – 07/2008      Anästhesie, Dr. Meier Buenzli, Kantonsspital Nidwalden (CH)

### **Famulaturen und Praktika**

|                   |  |
|-------------------|--|
| 08/2005           | Deutsches Herzzentrum München (Allgemeine Kardiologie)                     |
| 03/2006 – 04/2006 | Allgemeines Krankenhaus Wien (Orthopädie)                                  |
| 09/2006 – 10/2006 | Zentrum für korrigierende und rekonstruktive Extremitätenchirurgie München |
| 05/2007 – 06/2007 | Radiologische Facharztpraxis Dres. Wuttge, München                         |

### **Studienbegleitende Tätigkeiten**

|                   |  |
|-------------------|--|
| 07/1998 – 09/2004 | Tätigkeit als Segellehrer, Surf & Sail (Sehlendorfer Strand, D) und Segelschule Raudaschl (Mondsee, A) |
| 04/2005 – 05/2005 | Studentische Hilfskraft, Institut der Physiologie München  |
| 06/2005 – 06/2009 | Studentische Hilfskraft, BMW VIP Fahrerflotte  |
| 12/2005 – 09/2009 | Studentische Hilfskraft, Zentrum für korrigierende und rekonstruktive Extremitätenchirurgie München    |

### **Facharztausbildung**

|                   |   |
|-------------------|---|
| 10/2009 - 02/2010 | Weiterbildungsassistent, Zentrum für korrigierende und rekonstruktive Extremitätenchirurgie München |
| Seit 03/2010      | Basisweiterbildung Chirurgie, Maria-Theresia-Klinik München   |

### **Ehrenamtliche Tätigkeiten**

|                   |   |
|-------------------|---|
| 09/2001 – 08/2004 | Rettungsdienstleister, Kreisverband Bad Reichenhall (BRK) |
|-------------------|---|

### **Kenntnisse und Interessen**

|            |   |
|------------|---|
| Sprachen   | Deutsch (Muttersprache)<br>Englisch (sicher in Wort und Schrift)<br>Französisch (Grundkenntnisse) |
| EDV        | Sehr gute PC-Kenntnisse (Office, Bildbearbeitung, Windows, HTML)                                  |
| Interessen | Klettern, Skitouren, Segeln, Badminton, Gitarre   |

## 13 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. med. Dipl.-Ing. (Univ.) Rainer Baumgart für die Bereitstellung des Dissertationsthemas sowie die zahlreichen Anregungen, die geduldige Betreuung und die konstruktive Kritik.

Ich bedanke mich herzlich bei den Mitarbeitern des *ZEM-Germany*, insbesondere Frau Geyer, Frau Ulrich und Frau Schneider, die jederzeit zu sehr freundlicher Unterstützung bereit waren und für ein außerordentlich gutes Arbeitsklima gesorgt haben.

Letztendlich gebührt meiner Familie und Hanne Bottheim, die mich bei der Fertigstellung der Arbeit ermutigt und unterstützt haben, ein herzliches Dankeschön. Besonders hervorzuheben sind hier mein Großvater Trutz Dortschy sowie meine Mutter Christiane Hornberger, die beide sehr viel Zeit und Geduld in das Korrekturlesen erster Entwürfe investiert haben.

## 14 Literaturverzeichnis

- 1: Agfa-Gevaert (2006); Verfahren zur Aufzeichnung und Wiedergabe eines Strahlungsbildes von einem länglichen Körper; Zugriff: 27.02.2010, 17:13 UTC; <http://www.patent-de.com/20060413/DE69732829T2.html>; DE69732829T2, EP-Veröffentlichungsnummer: 0000866342
- 2: Augele I (1996); Prospektiver Vergleich konventioneller langer Beinaufnahmen mit Topogrammen der Computertomographie unter Simulation der Schwerkraft; Tectum-Verlag;
- 3: Baumgart R (2000); Extremitätenverlängerung im Schlaf - Voll implantierbare automatische Systeme zur Kallusdistraction; CHAZ; Kaden; Heidelberg; 1:169-175
- 4: Baumgart R (2008); "Kurz und gut" oder Beinverlängerung mit High-Tech-Implantaten; CHAZ; Kaden; Heidelberg; 9:379-384
- 5: Baumgart R (2009); The reverse Planning Method for Lengthening of the Lower Limb Using a Straight Intramedullary Nail with or without Deformity Correction - A New Method; Operat Orthop Traumatol; 21:221-33
- 6: Baumgart R, Thaller P, Hinterwimmer S (2006); A fully implantable, programmable distraction nail (Fitbone) - new perspectives for corrective and reconstructive limb surgery; In: The principle of intramedullary locked nails; Leung KS, Taglang G (Hrsg.); Springer; Berlin, Heidelberg, New York; 189-198
- 7: Baumgart R, Zeiler C, Kettler M, Weiss S, Schweiberer L (1999); Der voll implantierbare Distractionmarknagel bei Verkürzungen, Deformitäten und Knochendefekten, Indikationsspektrum; Springer, Orthop; 28:1058-1065
- 8: Betz A (1998); Voll implantierbarer aktiver Marknagel; In: Kallusdistraction; Rüter A, Kohn D, Correll J, Brutscher R (Hrsg.); Urban & Schwarzenberg; München, Wien, Baltimore; 71-78
- 9: Bücheler E, Lackner KJ, Thelen M (2006); Einführung in die Radiologie, Diagnostik und Interventionen; Georg Thieme; Stuttgart, New York; 13-14
- 10: Conn KS, Clarke MT, Hallett JP (2002); A simple guide to determine the magnification of radiographs and to improve the accuracy of preoperative templating; J Bone Joint Surg Br; 84(2):269-272
- 11: Cooke TD, Scuadmore RA, Bryant JT, Sorbie C, Siu S, Fischer B (1991); A quantitative approach to radiography of the lower limb. Principles and applications; J Bone Joint Surg Br; 73(5):715-720
- 12: Debrunner AM (2002); Orthopädie, Orthopädische Chirurgie. Das Kniegelenk; Hans Huber; Göttingen;
- 13: Dugdale TW, Noyes FR, Styer D (1992); Preoperative planning for high tibial

- osteotomy; the effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length; Clin Orthop; 274:248-264
- 14: Freistaat Bayern (2009); Berufsordnung für die Ärzte Bayerns; BO; §10 Abs 3 & 4
- 15: Gladbach B, Heijens E (2008); Planung und Simulation - Komplexe Umstellungsosteotomien bei digitaler Radiographie der unteren Extremität; Orthopädie im Profil; GIT Verlag; Darmstadt; 2:31-35
- 16: Gladbach B, Pfeil J, Heijens E (2001); Computerassistierte Planung und Simulation von Korrekturosteotomien an der unteren Extremität; Orthop Praxis; 37:11-18
- 17: Guichet JM (1999); Beinverlängerung und Deformitätenkorrektur mit dem Femur-Albizzia Nagel; Orhopäde; 99(12):1066-1077
- 18: Hankemeier S, Gosling T, Richter M, Hufner T, Hochhausen C, Krettek C (2006); Computer-assisted analysis of lower limb geometry: higher intraobserver reliability compared to conventional method; Computer Aided Surgery, Taylor & Francis; 11(2): 81-86
- 19: Hofmann S, Pietsch M (2007); Biomechanische Grundlagen und Indikationen bei der kniegelenknahen Osteotomie; Arthroskopie 4 2007, Springer Medizin Verlag 2007, Hannover; 20:270-276
- 20: Holmenschlager F, Piatek S, Halm JP, Winckler S (2002); Retrograde Marknagelung von Femurfrakturen mit dem langen Nagel; Unfallchirurg; 105:1100-1108
- 21: Keppler P, Strecker W, Kinzl L (1998); Analyse der Beingeometrie - Standardtechniken und Normwerte; Chirurg, Springer; 11(69):41-52
- 22: Krettek C, Blauth M, Miclau T, Rudolf J, Konemann B, Schandelmaier P (1996); Accuracy of intramedullary templates in femoral and tibial radiographs; J Bone Joint Surg Br; 78(6):963-964
- 23: Lanz T von, Wachsmuth W (1938); Praktische Anatomie, Bein und Statik; Springer; Berlin; I/IV
- 24: Mast JW (1983); Preoperative planning in the surgical correction of tibial nonunions and malunions; Clin Orthop; 178:26-30
- 25: Mihalko WM, Krackow KA (2001); Preoperative planning for lower extremity osteotomies: an analysis using 4 different methods an 3 different osteotomy techniques; J Arthroplasty; 16(3):322-329
- 26: Mikulicz J (1878); Über individuelle Formdifferenzen am Femur und an der Tibia des Menschen; Arch Anat Physiol; 1:351-404
- 27: Moreland J-R, Bassett L-W, Hanker G-J (1987); Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity; J Bone Surg; 69A:745-749



- 28: Neumeyer H (2006); Kompendium Photoshop CS2; Markt und Technik; München;
- 29: Oest O (1996); Präoperative Planung einer kniegelenknahen Osteotomie anhand der Röntgenganzaufnahme; Gonarthrosen; Georg Thieme; Stuttgart, New York; 31-34
- 30: Oest O, Süssenbach F (1987); Orthopädie in Praxis und Klinik - Erkrankungen mit besonderen Ursachen, Achsenabweichungen; Thieme, Stuttgart; 12:1-40
- 31: Paley D (1990); Problems, obstacles and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique; Clin Orthop Relat Res; 250:81-104
- 32: Paley D (2002); Principles of Deformity Correction; Springer; Berlin, Heidelberg;
- 33: Paley D, Herzenberg JE, Tetsworth K, McKie J, Bhave A (1994); Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies; In: Malalignment and Realignment of the lower extremity; Paley D, Tetsworth K (Hrsg.); W.B. Saunders Company; Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo; 25:425-465
- 34: Paley D, Tetsworth K (1992); Mechanical axis deviation of the lower limbs: Preoperative planning of uniapical angular deformities of the tibia or femur; Clin Orthop; 280:48-64
- 35: Pape D, Lorbach O, Steimer O (2007); Analyse der Deformität und präoperative Planung einer knienahen Osteotomie; Arthroskopie 2007; 20:277-290
- 36: Rüter A, Trentz O, Wagner M (2008); Unfallchirurgie; Urban & Fischer; München;
- 37: Sanfridsson J, Ryd J, Eklund K, Kouvanas Y, Jonsson K (1996); Angular configuration of the knee. Comparison of conventional measurements and the QUESTOR Precision Radiography system; Acta Radiol; 37(5):633-638
- 38: Tetsworth KD, Paley D (1994); Accuracy of correction of complex lower-extremity deformities by the Ilizarov method; Clin Orthop; 301:102-110
- 39: Waidelich HA, Strecker W, Schneider E (1992); Computertomographische Torsionswinkel- und Längenmessung an der unteren Extremität: Methodik, Normalwerte und Strahlenbelastung; Rofo; 157(3):245-251