

Aus der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorstand: Prof. Dr. med. R. Putz

**Dreidimensionale Darstellung und Quantifizierung  
der Spongiosaarchitektur der distalen Tibia  
- Vorschläge zur Verankerung von Sprunggelenksprothesen**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Julia Brigitte Meißner  
aus Düsseldorf

2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. M. Müller-Gerbl
Mitberichterstatter:	Priv. Doz. Dr. med. A. Baur-Melnyk Prof. Dr. med. R. Baumgart
Dekan:	Prof. Dr. med. D. Reinhardt
Tag der mündlichen Prüfung:	24.05.2007

Für meine Familie

## Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis .....</b>	<b>4</b>
<b>1 Einleitung.....</b>	<b>7</b>
1.1 Fragestellung.....	9
<b>2 Grundlagen.....</b>	<b>10</b>
2.1 Anatomie des oberen Sprunggelenks (OSG).....	10
2.2 Biomechanik des OSG .....	11
2.2.1 Kinematik des OSG.....	11
2.2.2 Statik des OSG .....	12
2.3 Der subchondrale Knochen .....	14
2.3.1 Aufbau und Funktion des subchondralen Knochens.....	14
2.3.2 Dichteverteilung des subchondralen Knochens .....	15
2.4 Die Architektur der Spongiosa .....	16
2.4.1 Aufbau und Funktion der Spongiosa .....	16
2.4.2 Die Architektur der subartikulären Spongiosa der distalen Tibia und des OSG .....	18
<b>3 Material und Methode.....</b>	<b>21</b>
3.1 Material .....	21
3.2 Methode .....	22
3.2.1 Erstellung der CT-Datensätze .....	22
3.2.2 Darstellung der subchondralen Mineralisationsverteilung auf der Facies articularis inferior tibiae mit der CT-OAM .....	22
3.2.2.1 Lokalisation der Dichtemaxima durch Anwendung eines Rasters.....	24
3.2.2.2 Lokalisation der Dichtemaxima durch Anwendung eines Koordinatensystems.....	24
3.2.2.3 Mineralisationsmuster der Tibia-Paare.....	24
3.2.3 Studien zur Reproduktion der Methode der CT-OAM .....	25
3.2.4 Untersuchung des Verlaufs der subartikulären Haupttrabekel .....	25
3.2.4.1 Styropormodelle der distalen Tibiae .....	25
3.2.4.2 Auswertung der CT-Aufnahmen.....	25
3.2.5 3D-Darstellung und Quantifizierung des Verlaufs der subartikulären Haupt- trabekel mit „Amira 3.1“ am Beispiel zweier Tibiae.....	27
3.2.5.1 Erstellung der CT-Datensätze .....	27
3.2.5.2 Darstellung der Vorzugsrichtung der Trabekel .....	28
3.2.5.3 Plausibilitätsprüfung des Computeralgorithmus (MainVector-Modul).....	28

3.2.5.4	Bearbeitung der CT-Datensätze.....	28
3.2.5.5	Vergleich Ergebnisse Computeralgorithmus – manuelle Winkel- bestimmung .....	29
3.2.6	Vergleich Densitogramme – CT-Aufnahmen .....	29
<b>4</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>30</b>
4.1	Mineralisationsverteilung auf der Facies articularis inferior tibiae.....	30
4.1.1	Häufigkeit der einzelnen Dichtemaxima .....	31
4.1.2	Lokalisation der Dichtemaxima durch Anwendung des Rasters .....	32
4.1.3	Lokalisation der Dichtemaxima durch Anwendung des Koordinatensystems.....	33
4.1.4	Mineralisationsmuster der Tibia-Paare .....	35
4.2	Studien zur Reproduktion der CT-OAM .....	35
4.3	Verlauf der subartikulären Haupttrabekel.....	38
4.3.1	Styropormodelle .....	38
4.3.2	CT-Aufnahmen.....	42
4.4	3D-Darstellung mit „Amira 3.1“ .....	44
4.4.1	Ergebnisse der Plausibilitätsprüfung des Computeralgorithmus (MainVector–Modul).....	46
4.4.2	Ergebnisse der Anwendung des Computeralgorithmus (MainVector–Modul).....	48
4.4.3	Vergleich Ergebnisse Computeralgorithmus – manuelle Winkelbestimmung.....	51
4.5.	Vergleich Densitogramme – CT-Aufnahmen.....	52
<b>5</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>54</b>
5.1	Das Untersuchungsgut .....	54
5.2	Diskussion der Methode .....	55
5.2.1	Erstellung der CT-Datensätze, „Partial Volume Effect“ .....	55
5.2.2	CT-OAM und Auswertung der Densitogramme .....	55
5.2.3	Styropormodelle .....	56
5.2.4	Auswertung der CT-Aufnahmen .....	57
5.2.5	3D-Darstellung mit „Amira 3.1“ .....	57
5.3	Diskussion der Ergebnisse .....	59
5.3.1	Mineralisationsverteilung auf der Facies articularis inferior tibiae .....	59
5.3.2	Reproduzierbarkeit der CT-OAM und der Auswertungsmethode.....	60
5.3.3	Verlauf der subartikulären Haupttrabekel .....	60
5.3.4	Anwendung von „Amira 3.1“ .....	63
5.3.5	Vergleich Densitogramme – CT-Aufnahmen .....	63

<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>6</b>
<b>6 Zusammenfassung</b> .....	<b>67</b>
<b>7 Anhang</b> .....	<b>71</b>
7.1 Tabellen .....	72
<b>8 Literaturverzeichnis</b> .....	<b>80</b>
<b>Danksagung</b> .....	<b>87</b>
<b>Lebenslauf</b> .....	<b>88</b>

## 1 Einleitung

Der endoprothetische Ersatz von Knie- und Hüftgelenk – die Entwicklung dieser Endoprothesen begann bereits Anfang des 20. Jahrhunderts - gilt heutzutage als ausgereift und wird in vielen Kliniken als Routineeingriff durchgeführt.

Angespornt von den guten Ergebnissen in Hüft- und Knieendoprothetik wurde in den 70er Jahren mit der Entwicklung von Endoprothesen für das Sprunggelenk begonnen. Die auf die positiven Frühergebnisse folgenden ernüchternden mittelfristigen Ergebnisse zeigten aber, dass man hier, im Gegensatz zur Knie- und Hüftendoprothetik, noch weit davon entfernt war, von einem Routineeingriff und den Patienten zufrieden stellenden Resultaten sprechen zu können (Endrich und Terbrüggen 1991; Kofoed 1999; Giannini et al. 2000; Thermann und Saltzmann 2002). Zahlreiche Komplikationen wie frühzeitiges Implantatversagen, Wundheilungsstörungen und Infektionen führten zu den negativen Ergebnissen (Waugh 1979; Bolton-Maggs et al. 1985, Buechel et al. 1988; Wynn und Wilde 1992; Conti und Wong 2002). Der häufigste Grund für das Implantatversagen ist nach Meinung vieler Autoren die aseptische Lockerung der Prothesenkomponenten (Scholz 1987; Dini und Bassett 1980; Kirkup et al. 1985; Newton 1982; Wynn und Wilde 1992). Dabei scheint die tibiale Komponente eine größere Rolle zu spielen (Stauffer und Segal 1981; Kaukonen und Raunio 1983; Aitken et al. 1985). Es wurden jedoch auch Lockerungen der talaren Komponente beschrieben (Demottaz et al. 1979; Takakura et al. 1990).

In der Literatur finden sich viele Angaben zu Lockerungsraten, die aber aufgrund der meist unterschiedlichen Beobachtungszeiträume und Prothesenmodelle schwer miteinander vergleichbar sind.

Als Ursachen für die aseptische Lockerung der Prothesenkomponenten müssen mehrere Faktoren in Betracht gezogen werden:

1. Bei einigen Modellen führen die Prothesenkomponenten zu einer vollständigen Kongruenz der Gelenkflächen, so dass die auf die Prothesenkomponenten übertragenen Kräfte nicht mehr physiologisch, sondern zu groß sind.
2. Die zu weite Knochenresektion bei Einbringung des Implantats vermindert die Verankerungsmöglichkeit der Komponenten im subchondralen Knochen.
3. Durch die Einbringung des exotherm aushärtenden Zements bei der Zementierung kann es zu hitzebedingten Nekrosen und zu einer Störung der Blutversorgung des Knochens kommen, so dass seine Haltekapazität vermindert wird.

Die Nachteile der Zementierung der Prothesenkomponenten wurden jedoch bald erkannt, so dass die Fixation der Prothesenkomponenten heutzutage weitestgehend zementfrei erfolgt.

Einige Autoren machten die Struktur des tibialen Knochens für die Prothesenkomponentenlockerung verantwortlich. Newton, Stauffer und Segal, sowie Hvid et al. sahen in der Verankerung der tibialen Komponente in der Spongiosa die Ursache für die Lockerung. Diese könne ihrer Ansicht nach den auftretenden Kräften nicht standhalten (Newton 1977; Stauffer und Segal 1981; Hvid et al. 1985). Hvid et al zogen diese Schlussfolgerungen, nachdem sie Tibiae und Tali von Amputationspräparaten vielzähligen Belastungstests unterzogen hatten. Kofoed (1999) machte den Vorschlag, dass die Verankerung der Komponenten ausschließlich im festen subchondralen Knochen erfolgen sollte.

Innerhalb der letzten Jahre konnten allerdings aufgrund ständiger Weiterentwicklung des Prothesendesigns positivere Ergebnisse publiziert werden. Buechel et al. nennen eine 12-Jahres-Durchschnitts-Überlebensdauer von 92 % bei den „deep-sulcus“ Prothesen (Buechel et al. 2004), Kofoed berichtet für den gleichen Zeitraum von 94,5 % bei der STAR-Sprunggelenksprothese (Kofoed 2004). Anderson et al. betrachten die Endoprothese des OSG als Alternative zur Arthrodesese, vorausgesetzt, die Prothesenkomponenten sind korrekt positioniert und haben die richtige Größe. Aufgrund der von ihnen durchgeführten Studie konnten sie jedoch sagen, dass das Risiko der Prothesenlockerung und des Prothesenversagens immer noch höher ist als nach Implantation einer Hüft- oder Knie-Totalendoprothese (Anderson et al. 2004). Insgesamt liegen aber bislang noch zu wenige Langzeitergebnisse vor.

In dieser Arbeit soll deshalb näher auf die Beschaffenheit des tibialen subchondralen Knochens und die Architektur der subartikulären Spongiosa der distalen Tibia eingegangen werden. Eine genauere Analyse und Darstellung der Mineralisationsverteilung im tibialen subchondralen Knochen und des Verlaufs der dichtesten subartikulären Trabekel - im Folgenden genannt Haupttrabekel - könnte neue Anregungen zu besseren Verankerungsmöglichkeiten der tibialen Komponente liefern und somit die Lockerungshäufigkeit senken.

## **1.1 Fragestellung**

Im Einzelnen sollen folgende Punkte behandelt werden:

- 1. Gibt es Mineralisierungsunterschiede im tibialen subchondralen Knochen?**
- 2. Wie verlaufen die subartikulären Haupttrabekel?**
- 3. Entsprechen die subchondralen Dichtemaxima den Ausgangspunkten der subartikulären Haupttrabekel und könnten somit als Verankerungspunkte der tibialen Prothesenkomponente genutzt werden?**

## 2 Grundlagen

### 2.1 Anatomie des oberen Sprunggelenks (OSG)

Den proximalen Gelenkkörper des OSG bilden die distalen Enden von Tibia und Fibula, wobei die Tibia den medialen Malleolus und die Fibula den lateralen Malleolus ausbildet. Tibia und Fibula sind durch die Ligamenta tibiofibularia und die Syndesmosis tibiofibularis verbunden und stellen die sogenannte Malleolengabel dar. Die Malleolengabel weist drei Gelenkflächen auf, die Facies articularis inferior und die Facies articularis malleoli der Tibia und die Facies articularis malleoli lateralis der Fibula.

Die schwach konkave Facies articularis inferior tibiae macht den größten Anteil der tibialen Gelenkfläche aus. Ihre Durchschnittsgröße beträgt 703 mm<sup>2</sup>, während die Durchschnittsgröße der Facies articularis malleoli tibiae nur 172 mm<sup>2</sup> misst (Dörenberg 1983). Der Durchmesser der Facies articularis inferior tibiae ist medial geringer als lateral, da Vorder- und Hinterrand nach lateral hin auseinanderweichen. Die größte sagittale Ausdehnung beträgt 28 mm, die vordere Breite etwa 30 mm, wobei sie sich nach hinten um einige mm verringert (Schmidt und Jäger 1984).

Die Facies articularis malleoli tibiae geht unter einem Winkel von 110° mit einer sagittalen Ausrichtung von der unteren tibialen Gelenkfläche nach unten ab. Die vertikale Ausdehnung beträgt ca. 13 mm, die sagittale Breite ca. 24 mm (Dörenberg 1983).

Der Talus bildet den distalen Gelenkkörper des OSG, zur Artikulation mit der Malleolengabel dienen fünf Gelenkflächen: die Facies articularis superior, die Facies malleolaris medialis und die Facies malleolaris lateralis, sowie zwei kleinere Gelenkflächenanteile, die Facies articularis intermedia anterior und die Facies articularis intermedia posterior (Schmidt 1981). Die Facies articularis superior, die den größten Anteil an der talaren Gelenkfläche besitzt, ist dabei entscheidend für die Beweglichkeit im OSG.

Der Bandapparat des oberen Sprunggelenks ist sehr komplex und ein wichtiger, die Biomechanik des gesamten Gelenkes beeinflussender Faktor.

Den medialen Bandapparat, der deutlich stärker als der laterale beansprucht wird, bildet das am gesamten distalen Rand des Malleolus medialis ansetzende Ligamentum deltoideum. Das Ligamentum deltoideum besteht aus 4 Anteilen, der Pars tibiotalaris anterior, der Pars tibionavicularis, der Pars tibio calcanea und der Pars tibiotalaris posterior. Die Pars tibionavicularis und die Pars tibiotalaris anterior setzen breit am Collum tali an und ziehen zur Trochlea tali. Dabei wird die Pars tibionavicularis teilweise von der Pars tibio calcanea überlagert, die bis zur Oberkante des Sustentaculum tali reicht. Am tiefsten findet sich die Pars tibiotalaris posterior, die nach dorsal zum Processus posterior des Talus zieht.

Der laterale Bandapparat besteht aus drei Zügen, dem Ligamentum talofibulare anterius, dem Ligamentum talofibulare posterius und dem Ligamentum calcaneofibulare. Das Ligamentum talofibulare anterius entspringt am Malleolus lateralis und zieht leicht deszendierend zum proximalen Teil des Collum tali. Das Ligamentum talofibulare posterius erstreckt sich von der Fossa malleoli zum Processus posterior des Talus, und das Ligamentum calcaneofibulare reicht von der Spitze des Malleolus lateralis zum Calcaneus. Zusätzlich finden sich noch drei Bindegewebsplatten, die eine Verbindung zwischen Tibia und Fibula herstellen. Zum einen ist dies die Membrana interossea, die von der Tibia zur Fibula übergreift. Zum anderen fixieren das Ligamentum tibiofibulare anterius und das Ligamentum tibiofibulare posterius den Malleolus fibulae ventral und dorsal an die Tibia.

## **2.2 Biomechanik des OSG**

### **2.2.1 Kinematik des OSG**

Das obere Sprunggelenk hat die Form eines Scharniergelenks, bei dem die Malleolengabel die konkave, der Talus die konvexe Gelenkfläche bildet. Die spezielle Form der Talusrolle bewirkt jedoch, dass die Gelenkflächen nicht vollständig kongruent sind.

Der Bewegungsumfang in der Sagittalebene beträgt für die Dorsalflexion  $20^\circ$ , für die Plantarflexion  $45^\circ$ . Nimmt die Plantarflexion zu, so kommt es aufgrund des dorsal breiteren Durchmessers der Trochlea tali zu einer gewissen Verkantung, die sich als Ab- und Adduktionsbewegung auswirkt. Somit wird beim Abrollen des Fußes unter dynamischen Bedingungen eine wesentlich günstigere Druckübertragung im Gelenk ermöglicht (Müller-Gerbl 2001).

Kinematische Untersuchungen konnten zeigen, dass aufgrund der Schräglage der queren OSG-Achse (Inman 1976) und der Anordnung der Führungsbänder bei der Dorsalextension zusätzlich eine Innenrotation der Malleolengabel, also auch der Tibia erfolgt (Müller-Gerbl 2001). Somit kann das Talokruralgelenk nicht nur als einfaches Scharniergelenk beschrieben werden. Vielmehr kommt es bei der Dorsalextension zusätzlich zur Pronation (Eversion) und bei maximaler Plantarflexion zur Supination (Inversion).

Der sehr komplexe Bandapparat hat ebenfalls großen Einfluss auf die Gelenkmechanik des OSG, wobei das Zusammenspiel der einzelnen Bänder eine wichtige Rolle spielt. Während der Plantarflexion verdrehen sich die vorderen Anteile des Ligamentum deltoideum, auf diese Weise soll ein zu steiler Spannungsanstieg in der Endphase der Bewegung vermieden werden (Müller-Gerbl und Putz 1991; Müller-Gerbl 2001). In der Endstellung der Plantarflexion beobachtet man eine breitflächige Spannung der Pars tibiotalaris anterior und des Ligamentum calcaneofibulare, das sich währenddessen um den Vorderrand der Spitze des Malleolus wickelt. In der Endstellung der Dorsalextension spannt sich das Ligamentum

talofibulare posterius an, und die Pars tibiotalaris posterior des Ligamentum deltoideum wird gestreckt.

Der anatomische Vergleich der medialen und lateralen Bänder führt zu der Annahme, dass das Ligamentum deltoideum vor allem ein mediales Abknicken des Fußes (Valgusbeanspruchung) und somit eine statische Funktion erfüllt. Die lateralen Bänder begrenzen wahrscheinlich die Rotation der Fibula (Draenert 1984) und dämpfen die Endphasen der Sagittalflexion, in Normalstellung leisten sie nur einen geringen Stabilitätsbeitrag. Eine operative Therapie von Band- oder Knochenaustrissen beim Abknicken nach lateral ist sehr häufig nicht notwendig.

### 2.2.2 Statik des OSG

Im oberen Sprunggelenk wird das Teilkörpergewicht auf den Fuß übertragen. Die das Gelenk dabei belastende Gelenkresultierende setzt sich aus der Vektorsumme des Teilkörpergewichts und der das Gleichgewicht herstellenden Muskelkraft zusammen. Während des Gangzyklus werden zum Teil Spitzenwerte der Belastung bis zum Fünffachen des Körpergewichts erreicht (Roesler 1976; Procter und Paul 1982). Nach Procter und Paul (1982) kann man zwei Belastungsgipfel während des Geh-Aktes unterscheiden: der erste Gipfel betrifft mehr die medialen Gelenkanteile mit einer Belastung bis zum 1,5-fachen des Körpergewichts. Eine zweite, lateral größere Belastung findet sich kurz vor dem Zehenabstoßen und steigt bis zum 4-fachen des Körpergewichts an.

Die Gelenkflächen weisen eine physiologische Inkongruenz auf, die bewirkt, dass die einwirkende Kraft immer nur von einem Teil der Gelenkfläche aufgenommen wird. Während des Gangzyklus bleibt die Kontaktfläche nicht gleich, sondern wandert im Verlauf von Dorsalextension zu Plantarflexion vom vorderen Anteil der Trochlea tali über eine zentrale Lage in der Neutralstellung zum hinteren Anteil (Müller-Gerbl 2001). Zudem zeigte sich, dass auch Inversion (Supination) und Eversion (Pronation) einen Einfluss auf die Lage der Kontaktflächen haben: die Inversion bewirkte eine Zunahme der medialen und eine Abnahme der lateralen Kontaktfläche, die Eversion dagegen eine Zunahme der lateralen und eine Abnahme der medialen Kontaktfläche (Bruns und Rosenbach 1990; Calhoun et al. 1994; Kura et al. 1998). Kontakt-Stress-Versuche am Modell haben gezeigt, dass bei einer Belastung mit 500 N die Kontaktfläche des Sprunggelenks im Durchschnitt 250 mm<sup>2</sup> beträgt (Kimizuka et al. 1980; Beaudoin et al. 1991), die des Knie- und des Hüftgelenks bei gleicher Belastung aber 1120 mm<sup>2</sup> (Ihn et al. 1993) bzw. 1100 mm<sup>2</sup> (Brown und Shaw 1983). Zwar sind noch keine „in vivo“-Kontakt-Streß-Messungen erfolgt, es ist aber laut Thermann und Saltzmann (2002) wahrscheinlich, dass bei gleicher Belastung der durchschnittliche Kontaktstress im Bereich des Sprunggelenks höher ist als im Bereich des Knie- und Hüftgelenks.

Mehrere Autoren konnten zeigen, dass eine Erhöhung der Gelenkkraft im OSG durch eine Vergrößerung der Kontaktflächen ausgeglichen wird, wodurch der Gelenkdruck fast unverändert bleibt (Calhoun et al. 1994).

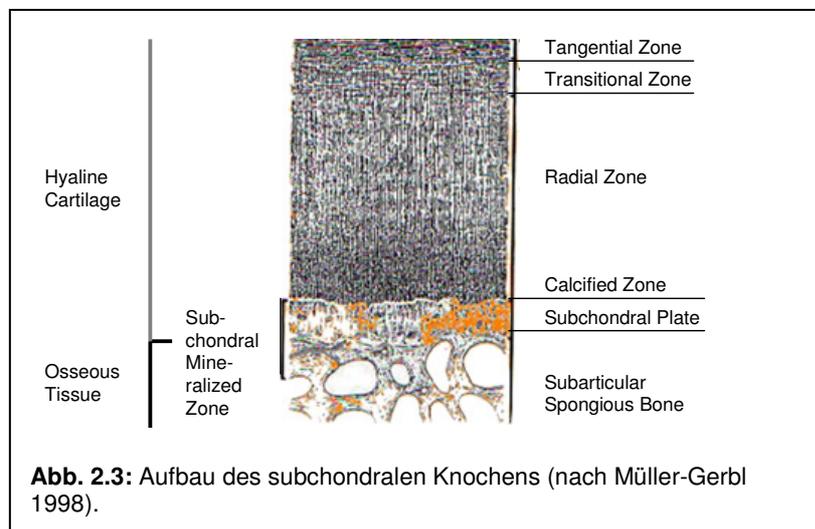
Die Annahme einer physiologischen Inkongruenz der Gelenkflächen wird auch durch die Tatsache unterstrichen, dass sich bei geringer Belastung anfangs zwei getrennte Kontaktpunkte zeigen, die sich bei zunehmender Belastung aber schließlich verbinden (Greenwald et al. 1976; Kura et al. 1998; Procter und Paul 1982; Wynarsky und Greenwald 1983). Somit wird zum einen der einwirkende Druck günstiger verteilt, zum anderen kommt es zu einer besseren Durchwalkung des Gelenkknorpels als bei völlig kongruenten Gelenkflächen. Die Ausbildung eines bizentrischen Mineralisationsmusters könnte laut Müller-Gerbl (2001) auch auf eine physiologische Inkongruenz der Gelenkflächen zurückzuführen sein. In der *Facies articularis inferior tibiae* wie auch in der *Trochlea tali* finden sich die höchsten Mineralisierungsstufen im medialen und lateralen Bereich. Das mediale Dichtemaximum ist meist höher mineralisiert als das laterale. Nur sehr selten zeigt sich ein monozentrisches Verteilungsmuster mit einem ausschließlich medial gelegenen Dichtemaximum (Müller-Gerbl und Putz 1990b; Müller-Gerbl 2001). Die Dichtemuster können als Ausdruck der längerfristigen Spannungsverteilung und Beanspruchung innerhalb eines Gelenkes gesehen werden. Dabei lassen sich die auf das OSG wirkenden Kräfte differenzieren in Gelenkresultierende, Schwerkraft und Scherkräfte in medio-lateraler und antero-posteriorer Richtung (Stauffer et al. 1977). Durch die Gelenkresultierende werden die Gelenkflächen axial auf Druck beansprucht (Müller-Gerbl 2001). Durch Zugkräfte der Kollateralbänder kommt es zudem zu einer Biegebeanspruchung, die die Druckbeanspruchung überlagert (Tillmann et al. 1985).

Auch anhand der Verteilung der Knorpeldicke und der Dichte der subartikulären Spongiosa kann man diese Form der Beanspruchung nachvollziehen. In den seitlichen Gelenkflächenanteilen finden sich die Regionen der höchsten Beanspruchung, jedoch medial stärker als lateral. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass der mediale Bandapparat wesentlich stärker beansprucht wird als der laterale. Die zentralen Gelenkflächenanteile dagegen sind weniger beansprucht, was sich in der zentral geringeren Knorpeldicke und niedrigeren subchondralen Mineralisierung widerspiegelt. Zusätzliche Maxima finden sich in den vertikal ausgerichteten Gelenkflächen zwischen Innen- und Außenknöchel (Müller-Gerbl 2001).

## 2.3 Der subchondrale Knochen

### 2.3.1 Aufbau und Funktion des subchondralen Knochens

Der subchondrale Knochen trennt den Gelenkknorpel und die Markhöhle voneinander. Duncan et al. beschreiben einen zweischichtigen Aufbau des subchondralen Knochens, der



**Abb. 2.3:** Aufbau des subchondralen Knochens (nach Müller-Gerbl 1998).

sich aus dem kalifizierten Anteil des Gelenkknorpels und der darunterliegenden oberflächlichsten Knochenlamelle zusammensetzt (Duncan et al. 1987). In unserer Arbeit bezieht sich die Angabe subchondraler Knochen wie bei Müller-Gerbl (1998, siehe Abb. 2.3) jedoch allein auf die

Knochenlamelle. Ausgehend von der Knochenlamelle nehmen die Trabekel der subartikulären Spongiosa ihren Ursprung.

Der subchondrale Knochen hat verschiedene Funktionen. Zum einen unterstützt er als mechanisches Element den darüberliegenden Knorpel (Duncan et al. 1987). Zum anderen dienen zahlreich im subchondralen Knochen vorkommende Perforationen nach Ansicht vieler Autoren als Durchtrittswege für Blutgefäße, die die unteren Knorpelschichten mit Nährstoffen versorgen (Duncan et al. 1987; Mezaros und Vizkelety 1986; Mital und Millington 1971). Somit scheint der subchondrale Knochen zusätzlich zu seiner mechanischen Funktion auch eine nutritive Aufgabe zu erfüllen.

### 2.3.2 Dichteverteilung des subchondralen Knochens

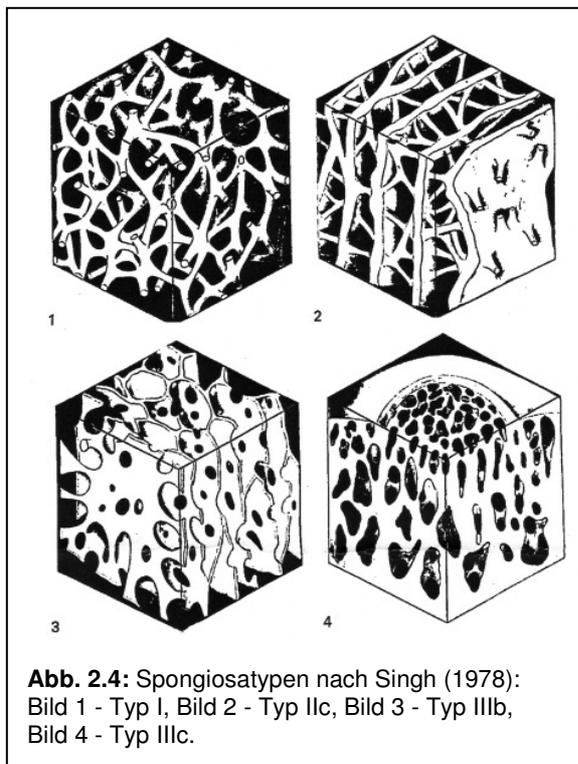
Wie allgemein bekannt ist, wird die Knochendichte von der Größe der lokal einwirkenden Belastung reguliert (Wolff 1892; Roux 1912; Pauwels 1965). So kommt es z.B. bei Inaktivität zu einer Abnahme der Knochendichte durch eine verstärkte Knochenresorption (Issekutz et al. 1966; Donaldson et al. 1970; Whedon 1984). Bei verstärkter Aktivität, z.B. bei bestimmten Sportarten, zeigt sich eine Zunahme der Knochendichte durch verstärkte Knochenbildung (Jones et al. 1977).

Diese Gesetzmäßigkeiten können auch auf den subchondralen Knochen übertragen werden. Pauwels konnte zeigen, dass ein Zusammenhang zwischen der Verteilung der hauptsächlich herrschenden Druckbeanspruchung und der Dichteverteilung im subchondralen Knochen besteht (Pauwels 1963). Demzufolge kann die Verteilung der subchondralen Knochendichte innerhalb eines Gelenkes als Ausdruck der hauptsächlichlichen Beanspruchung dieses Gelenkes angesehen werden. Die subchondrale Knochendichte zeigt sich meist in für die einzelnen Gelenke typischen Verteilungsmustern, so dass dadurch Rückschlüsse auf die mechanische Situation innerhalb der Gelenke gezogen werden können (Müller-Gerbl 1998). Die gängige Methode zur Darstellung der subchondralen Knochendichte war die der Röntgendensitometrie. Diese ließ jedoch nur Aussagen über die Knochendichteverhältnisse nach dem Tod des Individuums zu, da die Knochen dazu zerschnitten werden mussten. Mit der von Müller-Gerbl et al. entwickelten, auf der konventionellen Computertomographie basierenden Methode der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) lässt sich die subchondrale Mineralisierung am Lebenden nicht-invasiv darstellen (Müller-Gerbl et al. 1989). Eine vergleichende Anwendung beider Methoden zeigte übereinstimmende Ergebnisse (Müller-Gerbl et al. 1990a). Durch zahlreiche Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass die Verteilung der Hounsfield-Dichte im subchondralen Knochen die Mineralisierung repräsentiert (Müller-Gerbl 1998).

## 2.4 Die Architektur der Spongiosa

### 2.4.1 Aufbau und Funktion der Spongiosa

Die Spongiosa kann ihrem Aufbau nach als ein Netzwerk aus miteinander verbundenen Trabekeln (Stäbe, Balken) und Lamellen (Platten) beschrieben werden (Fiala und Hert 1993). Singh unterscheidet drei Typen von Spongiosa. Typ I, der sich typischerweise in den tieferen Abschnitten der Enden der langen Knochen, z.B. der Tibia, findet, besteht nur aus dünnen geraden oder gebogenen Stäbchen, die miteinander anastomosieren und so ein dreidimensionales Geflecht bilden. Die Stäbchen scheinen keine bevorzugte Orientierung aufzuweisen. Typ II, den Singh in die Untergruppen IIa, IIb und IIc einteilt, besteht aus Stäbchen und Platten. Er findet sich in der Skapula, dem Glenoid, dem Kalkaneus und dem distalen Femurende. Typ III, ebenfalls unterteilt in die Subtypen IIIa, IIIb und IIIc, bilden Platten verschiedenster Größe, die durch Anastomosierung ein Geflecht bilden. Gelenknah in der distalen Tibia findet sich typischerweise Subtyp IIIb, der eine oberflächliche Ähnlichkeit mit IIc hat. Schneidet man einen Würfel heraus, so hat man bei der Ansicht von einer Seite den Verdacht, dass diese Platten alle parallel verlaufen. Die zweite Seite zeigt ebenfalls mehr oder weniger parallel verlaufende Platten, die große Fenestrationsen enthalten. Die Ansicht von oben zeigt eine typische Honigwaben-Struktur (Singh 1978). Die Spongiosatypen I, IIc, IIb und IIIc nach Singh sind in Abbildung 2.4 dargestellt. Am häufigsten jedoch findet sich der gemischte Typ, bestehend aus Stäbchen und Platten (Fiala

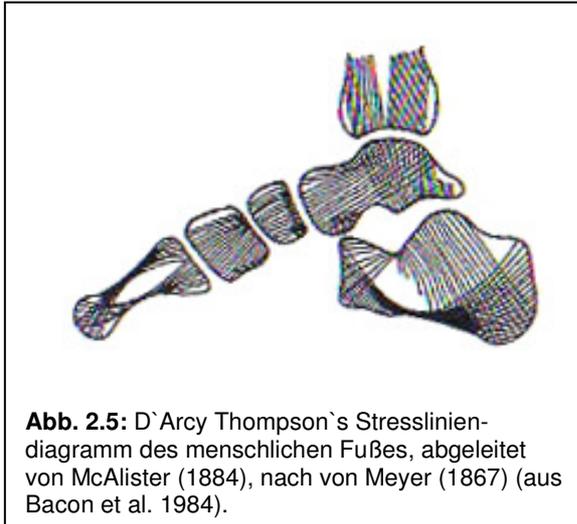


und Hert 1993).

Schon in der ersten Hälfte des 19. Jahrhunderts waren verschiedene Autoren der Auffassung, dass die Anordnung der Spongiosa und speziell der Trabekel nicht willkürlich sei, sondern bestimmten Gesetzmäßigkeiten unterliege und einen bestimmten Zweck erfülle. Das coxale Femurende und die proximale Tibia lagen dabei im größten Interesse der Forschungen. Basierend auf den durchgeführten Untersuchungen wurden die unterschiedlichsten Theorien zur Entwicklung und Anordnung der Spongiosaarchitektur vertreten. 1867 veröffentlichte von Meyer seine Arbeit über „Die Architektur der Spongiosa“, und gemeinsam mit Culman

stellte er die Theorie eines trajektoriiellen Aufbaus des trabekulären Knochens auf (von Meyer 1867). Das nach von Meyer benannte Gesetz postuliert, dass sich die Innenstruktur

des Knochens mit den Linien des größten Druckes und Zuges deckt und den größtmöglichen Widerstand bei kleinstmöglicher Materialmenge gewährleistet. Die Anordnung der Trabekel erfolgt somit entlang der Kräfte trajektorien (siehe Abb. 2.5). Das bedeutet, dass die Orientierung der Trabekel davon abhängt, in welchem Maß und aus welcher Richtung Kompressions- oder Zugspannungen herrschen.



**Abb. 2.5:** D'Arcy Thompson's Stresslinien-diagramm des menschlichen Fußes, abgeleitet von McAlister (1884), nach von Meyer (1867) (aus Bacon et al. 1984).

Bacon et al. wiesen eine trajektorielle Anordnung der Apatitkristalle des Knochengewebes des Fußes nach (Bacon et al. 1984), was die Theorie der trajektorialen Ausrichtung der Spongiosa noch bestärkte. Basierend auf dieser Trajektorientheorie erklärte Wolff mit Hilfe seines „Transformationsgesetzes“ die Spongiosaanordnung im pathologisch deformierten Knochen: so wie im gesunden Knochen die Spongiosa sich entsprechend der Funktion und Belastung dieses Knochens

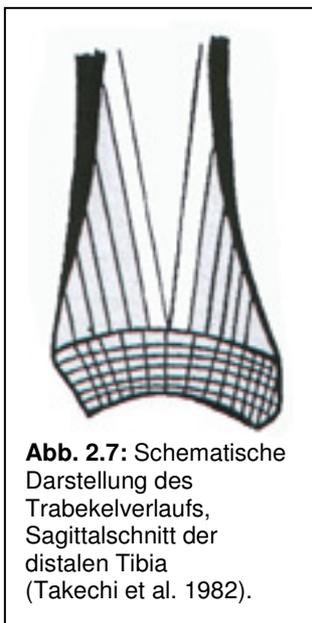
anordnet, so ändert sich die Spongiosaanordnung im pathologisch deformierten Knochen als Anpassung an die geänderten funktionellen Verhältnisse und die veränderte Belastung (Wolff 1892). Die Anpassung der Spongiosa an Funktion und mechanische Belastung des Knochens wird zudem durch die Tatsache unterstrichen, dass die Metaphysen aller Knochen in der Fetal- und Postnatalperiode dieselbe Spongiosaarchitektur besitzen (Primärspongiosa). Nach einem Jahr liegen jedoch unterschiedliche, die Funktion und Belastung widerspiegelnde Strukturen vor, die so genannte Sekundärspongiosa (Lisková 1961; Osborne et al. 1980).

### 2.4.2 Die Architektur der subartikulären Spongiosa der distalen Tibia und des OSG

Über die Spongiosa- bzw. Trabekelarchitektur des Sprunggelenks und speziell der distalen Tibia gibt es bisher weitaus weniger Untersuchungen als über die des Hüft- und Kniegelenks. Meistens wurde die Trabekelstruktur anhand von Knochenschnitten, die geröntgt wurden, nachvollzogen (Takechi et al. 1982). Dabei wurde der Verlauf der Trabekel nur zwei-dimensional verfolgt und beschrieben.



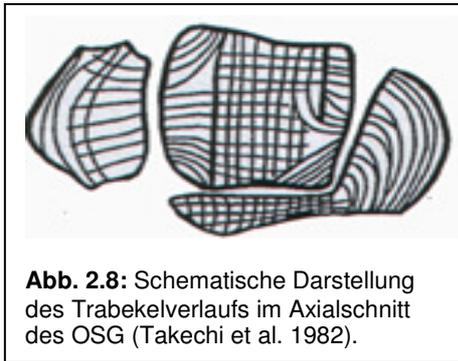
In frontalen Schnitten der distalen Tibia (siehe Abb. 2.6) erkennt man longitudinale Trabekel, die mit nur geringer Neigung vom subchondralen Knochen zur Diaphyse ziehen (Fiala und Hert 1993). Takechi et al. beschreiben senkrechte Trabekel, die von der Gelenkoberfläche bis zur Epiphysenplatte reichen und nahe der Epiphysenplatte dicker und dichter sind, dort wo sie von queren Trabekeln rechtwinklig gekreuzt werden. Sie vermuteten, dass diese Trabekel dazu dienen, das Körpergewicht aufzufangen (Takechi et al. 1982). Die Struktur der Epiphysenplatte ist dicht und geschichtet. Den Malleolus medialis füllen unterschiedliche Arten von Trabekeln aus. Von der inneren Oberfläche des Malleolus medialis gehen kurze, quer liegende Trabekel aus, im äußeren Anteil des Malleolus medialis zeigen sich zur äußeren Kontur parallele Trabekel, die die Epiphysenplatte erreichen. An der Basis des Malleolus medialis kommt es aufgrund der Inversion und Eversion des Talus zur Druck- und Zugbeanspruchung, es wurden dementsprechend Druck- und Zugtrajektorien identifiziert.



In sagittalen Schnitten der distalen Tibia (siehe Abb. 2.7) zeigen sich senkrechte Trabekel, die unter einem größeren, aber immer noch spitzen Winkel vom subchondralen Knochen zur Kortikalis ziehen, um so die Belastung vom subchondralen Knochen aus auf den weitaus stärkeren Kortex zu übertragen (Aitken et al. 1985; Fiala und Hert 1993). Takechi et al. unterscheiden zentral dicke und grobe Trabekel, anterior und posterior hingegen dünne und dicht angeordnete Trabekel (Takechi et al. 1982). Ab einer Entfernung von mehr als 3 cm von der subchondralen Knochen-

platte sind fast keine Trabekel mehr zu sehen (Aitken et al. 1985). In der Epiphyse finden sich querliegende, zur Gelenkfläche parallele Lamellen (Takechi et al. 1982), die zur subchondralen Knochenplatte hin immer dicker und dichter werden (Fiala und Hert 1993; Takechi et al. 1982). Fiala und Hert interpretierten diese Lamellen als Zugspannungssystem,

das unter einer tangentialen Zugspannung aufgrund des Druckes des Gelenkkopfes gegen die seitlichen Anteile der konkaven Gelenkfläche entstanden ist.



**Abb. 2.8:** Schematische Darstellung des Trabekelverlaufs im Axialschnitt des OSG (Takechi et al. 1982).

Die von Takechi et al. angefertigten transversalen Schnitte (siehe Abb. 2.8) des oberen Sprunggelenks stellen den Malleolus medialis und posterior der Tibia, den Malleolus lateralis der Fibula und den Talus dar. Dicke und dichte Trabekel ziehen von der Gelenkoberfläche des Malleolus medialis entlang der äußeren Kontur zum posterioren Kortex. Die zweite Trabekelgruppe, die vom Malleolus posterior ausgeht, zeigt eine

antero-posteriore Orientierung. Diese Trabekel kreuzen die dritte Gruppe von Trabekeln, die entlang der posterioren Knochenkontur angeordnet sind. Die der äußeren Kontur der Malleoli entsprechende Anordnung der Trabekel scheint die Theorie von Triepel (1922) zu bestätigen: die innere Knochenarchitektur steht in Harmonie mit der äußeren Knochenkontur, obwohl weitere Modifikationen aufgrund des mechanischen Stresses entstehen. Darüber hinaus beobachteten Takechi et al. auseinanderstrahlende Trabekel an den Ansätzen der Bandstrukturen (Takechi et al. 1982). Müller-Gerbl und Putz beschreiben einen von der Facies articularis inferior tibiae ausgehenden, zunächst exakt axialen Verlauf der Trabekel über 2 bis 3 cm. Danach neigen sich die Trabekel in einem flachen Bogen von zentral zur Kortikalis des Tibiaschaftes (Müller-Gerbl und Putz 1990b).

In einer 1991 von Bharihoke und Prakash veröffentlichten Arbeit über die Architektur der distalen Tibia werden drei Typen von Trabekeln genannt (Bharihoke und Prakash 1991, siehe Abb. 2.9, S. 20):

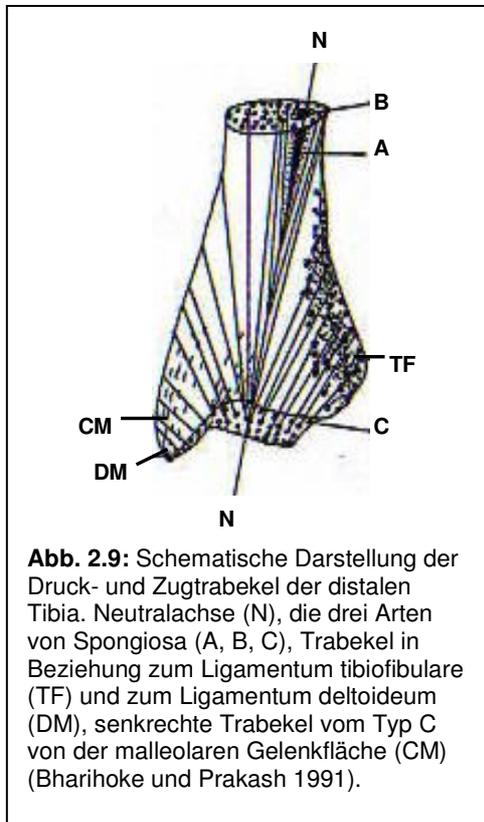
- **Typ-A-Trabekel:** dünne Stäbe, die ein lockeres dreidimensionales Netzwerk entlang der Neutralachse bilden.
- **Typ-B-Trabekel:** longitudinal angeordnete, gefensterter Blätter, die durch dünne Knochennadeln verbunden sind; umgeben die Typ-A-Trabekel.
- **Typ-C-Trabekel:** longitudinal angeordnete, eng zusammenliegende, gefensterter Röhren, säumen die Compacta.

Gemäß der Anordnung innerhalb der distalen Tibia unterscheiden sie fünf Kategorien von Trabekelgruppen:

- Röhren (Typ-C-Trabekel), die senkrecht von der Facies articularis inferior tibiae aufsteigen und schräg auf den Tibiaschaft treffen.
- Lotrechte, horizontal angeordnete Trabekel, die von der Facies articularis malleoli medialis ausstrahlen.
- Knöcherner Nadelchen, die vom Ansatz des Ligamentum deltoideum aufsteigen.
- Sich überschneidende Lamellen von der fibularen Facette.

- Dünne Stäbchen, die sich entlang der Neutralachse erstrecken (Typ-C-Trabekel und Typ-B-Trabekel).

Die Autoren wiesen den Trabekeln aufgrund der unterschiedlichen Arten und Anordnungen,



wie auch Takechi et al., jeweils unterschiedliche Funktionen zu. Sie interpretierten z.B. die von den Bandansätzen ausgehenden Trabekel als den Zugkräften der Bänder entgegenwirkend. Des Weiteren stellten sie fest, dass die Dichte der Spongiosa von der Peripherie zur Neutralachse und nach proximal hin abnimmt. Die Compacta hingegen nimmt nach proximal an Dicke zu.

Alle bisher durchgeführten Untersuchungen beschäftigten sich mit der generellen Spongiosaarchitektur der distalen Tibia, ohne die unterschiedlichen Dichteverhältnisse innerhalb der Spongiosa zu berücksichtigen. Die Analysen erfolgten bis jetzt immer zweidimensional und invasiv, d.h. die Knochenpräparate wurden zerschnitten, um sie röntgen zu können. Ein Zusammenhang zwischen subchondralen Dichtemaxima und dem Verlauf der

dichtesten Spongiosabereiche wurde nicht untersucht. Quantifizierende Untersuchungen, z.B. über den Neigungswinkel der Trabekel und eine exaktere Lokalisation der subchondralen Dichtemaxima, sind bisher nicht publiziert worden. Sie könnten dem Operateur aber wertvolle Informationen zur Verankerung von Prothesenkomponenten liefern und somit eventuell die Lockerungsproblematik der tibialen Komponente verbessern.

Aus diesem Grund sollen in dieser Arbeit die subchondralen Dichtemaxima der Facies articularis inferior tibiae mit Hilfe eines Rasters und Koordinatensystems genauer lokalisiert werden. Der dreidimensionale Verlauf der dichtesten Trabekel (subartikuläre Haupttrabekel) der distalen Tibia soll nicht-invasiv quantifiziert werden. Ein Vergleich der Lokalisation der subchondralen Dichtemaxima mit den Ursprüngen der subartikulären Haupttrabekel soll zeigen, ob die Maxima als Verankerungspunkte für die tibiale Prothesenkomponente verwendet werden könnten. Ein Verankern innerhalb der dichtesten Knochenbereiche und entlang der dichtesten Trabekelbereiche könnte eventuell zu einer Reduzierung der Lockerungsrate der tibialen Prothesenkomponente führen.

### 3 Material und Methode

#### 3.1 Material

Untersucht wurden 19 distale Tibiae von 11 Individuen, sechs Frauen und vier Männern, im Alter von 70 bis 93 Jahren. Zu einem Tibiapaar waren keine Daten vorhanden. Von acht Individuen lagen rechte und linke, von drei Individuen jeweils nur die linke Tibia vor. Eine zusammenfassende Übersicht ist der Materialliste in Tabelle 3.1 zu entnehmen. Die Tibiae stammten aus dem Präparierkurs der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München. Bis auf gelegentliche osteoporotische Veränderungen des Knochens konnten keine weiteren Auffälligkeiten festgestellt werden. Über Erkrankungen und Todesursache der Individuen können nur geringe Angaben gemacht werden. Bei einem Individuum war eine Oberschenkelamputation rechts bekannt. In diesem Fall stand die linke Tibia als Untersuchungsgut zur Verfügung.

**Tabelle 3.1:** Materialliste (19 distale Tibiae)

Alter	Geschlecht	rechts	links
70	Männlich	x	x
72	Männlich	x	x
75	Weiblich	x	x
77	Weiblich		x
82	Weiblich	x	x
88	Männlich	x	x
89	Weiblich	x	x
89	Weiblich		x
91	Weiblich		x
93	Männlich		x
X	X	x	x

## 3.2 Methode

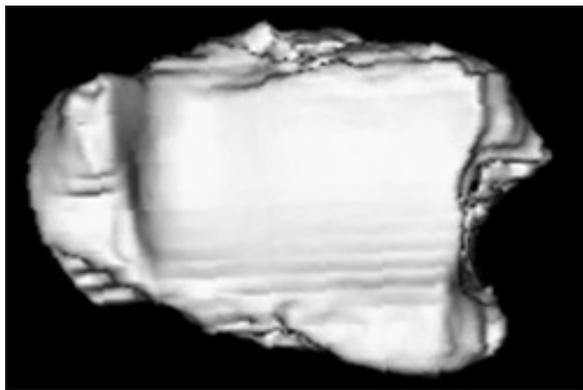
### 3.2.1 Erstellung der CT-Datensätze

Mit dem Siemens Somatom der Chirurgischen Klinik der Tierärztlichen Fakultät München wurden CT-Aufnahmen der 19 distalen Tibiae angefertigt. Von jeder Tibia wurden frontale, axiale und sagittale Schnittbilder erstellt. Die Schnittdicke betrug 2 mm bei einem Kernel von 82 (Knochenkernel). Nach Fertigstellung der CT-Aufnahmen mit dem 82er Kernel wurden die Aufnahmen im 52er Kernel (Weichteilkernel) am CT rekonstruiert. Die Rohdatensätze der CT-Aufnahmen wurden direkt an das Anatomische Institut überspielt und dort in eine IBM-Workstation eingespielt. Die CT-Aufnahmen dienten als Grundlage für die Erstellung der Mineralisationsmuster (Densitogramme) des subchondralen Knochens und für die Untersuchung des Verlaufs der subartikulären Haupttrabekel.

### 3.2.2 Darstellung der subchondralen Mineralisationsverteilung auf der Facies articularis inferior tibiae mit der CT-OAM

Zur Darstellung der Dichteverteilung innerhalb des subchondralen Knochens der Facies articularis inferior tibiae wurde die von Müller-Gerbl et al. entwickelte Methode der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) verwendet (Müller-Gerbl et al. 1989). Als Grundlage hierfür dienten die frontalen CT-Aufnahmen im 52er Weichteilkernel. Die CT-Daten wurden mit der Mayo Bildanalyse Software „Analyze“ weiterbearbeitet.

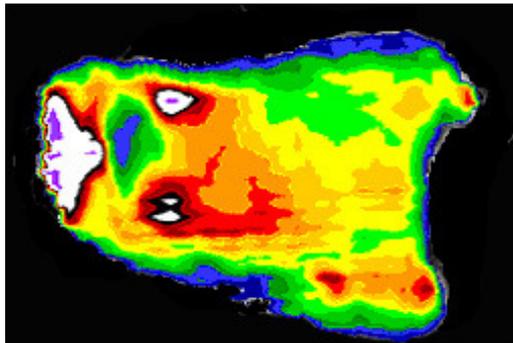
Zuerst wurde mit der Editierfunktion „ROI“ (region of interest) auf jedem CT-Bild der



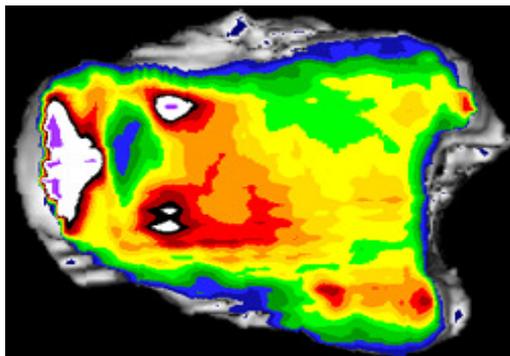
**Abb. 3.1:** Rekonstruiertes Modell einer linken distalen Tibia.

interessierende Bereich der distalen Tibia eingegrenzt und somit auch die Größe des Datensatzes, nun Datensatz-a genannt, verkleinert. Durch Anwendung der Funktion „Voxel Gradient Shading“ erfolgte die dreidimensionale Rekonstruktion des Datensatzes-a. Das erhaltene Computer-Modell der distalen Tibia wurde so gedreht, dass der Betrachter von unten auf die Gelenkflächen blickt (siehe Abb. 3.1).

Im nächsten Schritt wurde zur Erstellung des Datensatzes-b die Kortikalis der Facies articularis inferior tibiae mit einer Editierfunktion aus jedem CT-Schichtbild des Datensatzes-a entfernt, so dass nur noch die subchondrale Knochenlamelle übrigblieb. Die Rekonstruktion



**Abb. 3.2:** Densitogramm der linken distalen Tibia aus Abb. 3.1. Die Dichteverteilung ist durch Falschfarben flächenhaft ausgedrückt. Die Bereiche mit der höchsten Dichte sind weiß bzw. lila dargestellt.

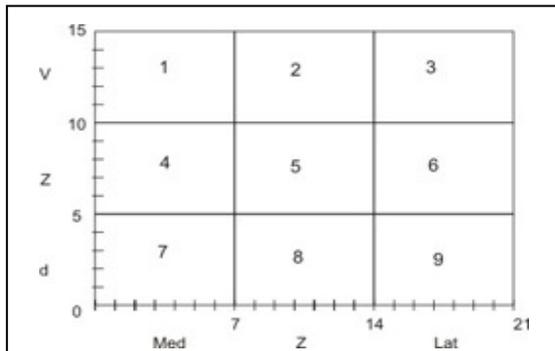


**Abb. 3.3:** Fertiges Densitogramm der linken Facies articularis inferior tibiae. Zur besseren räumlichen Darstellung wurden die dreidimensional rekonstruierte Tibia aus Abb. 3.1 und das Densitogramm übereinander gelegt.

des Datensatzes-b erfolgte mit der Funktion „Maximum Intensity Projection“ und den gleichen Rotationswerten wie bei der Rekonstruktion des Datensatzes-a. Dabei wurden die maximalen Dichtewerte an jeder Stelle des subchondralen Knochens senkrecht auf die Oberfläche projiziert. Durch Belegung mit Falschfarben entsprechend der unterschiedlichen Hounsfield-Einheiten konnte die errechnete Dichteverteilung anschaulicher dargestellt werden. Je 100 Hounsfield-Einheiten wurde eine Farbe zugeordnet. So stellten sich Gebiete mit geringer Dichte blau dar, höhere Dichteanteile wurden durch das Farbspektrum Grün, Gelb, Rot, Schwarz und letztlich Weiß und Lila sichtbar gemacht. Das Ergebnis war ein so genanntes „Densitogramm“ der Facies articularis inferior tibiae, eine flächig-farbige Darstellung der Dichteverteilung (siehe Abb. 3.2). Um für die Auswertung eine bessere räumliche Orientierungsmöglichkeit zu erhalten, wurden im letzten Arbeitsschritt das dreidimensionale Modell der distalen Tibia und das Densitogramm der Facies articularis inferior

tibiae übereinander projiziert (siehe Abb. 3.3).

### 3.2.2.1 Lokalisation der Dichtemaxima durch Anwendung eines Rasters



**Abb. 3.4:** Das zur Auswertung der Densitogramme verwendete Raster bzw. Koordinatensystem.

V = ventral, Z = zentral, d = dorsal;

Med = medial, Lat = lateral.

Die neun Quadranten sind durch die Nummerierung 1 – 9 gekennzeichnet. Die X-Achse enthält 15 IU, die Y-Achse 21 IU.

Auf jedes Densitogramm wurde zunächst ein Raster projiziert, die Anlegepunkte waren jeweils der äußerste ventrale, dorsale, mediale und laterale Punkt der Facies articularis inferior tibiae. Das Raster (siehe Abb. 3.4) teilte die Facies articularis inferior tibiae in neun gleich große Quadranten ein, die zur Orientierung mit der anatomischen Richtung beschriftet und nummeriert wurden.

Die Lage der lokalen Dichtemaxima wurde mit Hilfe der Quadranten des Rasters bestimmt. Hierbei wurde das Maximum als diejenige flächige Ausdehnung definiert, die sich farblich

deutlich von der Umgebung unterscheidet.

### 3.2.2.2 Lokalisation der Dichtemaxima durch Anwendung eines Koordinatensystems

Um die Koordinaten der Dichtemaxima ermitteln zu können, wurde das Raster zu einem Koordinatensystem erweitert. Dazu wurden die Quadranten in Einheiten (IU) unterteilt. Auf der X-Achse wurden die Quadranten in jeweils 7 IU eingeteilt, auf der Y-Achse in jeweils 5 IU. In den Fällen, bei denen sich die Maxima flächig ausdehnten und somit eine genaue Koordinatenzuordnung erschwert wurde, wurde der Flächenschwerpunkt der Maxima als Bezugspunkt für diese Auswertung festgelegt. Um die Lokalisation der Dichtemaxima aller Präparate darzustellen, wurden alle Maxima-Mittelpunkte in das Koordinatensystem, das auch auf die Gelenkflächen gelegt wurde, eingetragen und die Ausdehnung der Koordinaten umfahren. Somit ergab sich eine zusammenfassende Darstellung der Dichteverhältnisse aller 19 Gelenkflächen. Um Rückschlüsse auf die Lokalisation der größten Belastung ziehen zu können, wurden die Mineralisierungsgrade der Maxima, ausgedrückt durch die Falschfarbenbelegung, miteinander verglichen,

### 3.2.2.3 Mineralisationsmuster der Tibia-Paare

Die Mineralisationsmuster und die Lage der Dichtemaxima bei zusammengehörigen linken und rechten Tibiae wurden verglichen, um etwaige Unterschiede oder die Bevorzugung eines Beines feststellen zu können.

### **3.2.3 Studien zur Reproduktion der Methode der CT-OAM**

Um die Reproduzierbarkeit der CT-OAM zu untersuchen, wurden von einer einzelnen Tibia im Abstand von mehreren Wochen sechsmal CT-Aufnahmen in allen drei Schnittebenen angefertigt. Die Einstellungen am CT waren dabei immer gleich. Daraufhin wurden die Densitogramme angefertigt und wie die übrigen Densitogramme mit Hilfe des Koordinatensystems ausgewertet.

### **3.2.4 Untersuchung des Verlaufs der subartikulären Haupttrabekel**

#### **3.2.4.1 Styropormodelle der distalen Tibiae**

Um eine erste räumliche, dreidimensionale Vorstellung der Spongiosaarchitektur bzw. des Verlaufs der Haupttrabekel zu erlangen, wurden die angefärbten, axialen CT-Aufnahmen einzeln ausgedruckt. Danach wurden sie auf Styroporplatten geklebt und die angefärbten Bereiche, Spongiosa sowie Kortikalis, ausgeschnitten. Nach Übereinanderkleben der einzelnen Schnitte ergab sich die Form der jeweiligen distalen Tibia und man konnte den Verlauf der Spongiosa erkennen. Ziel war allerdings nicht eine exakte Darstellung der Spongiosaarchitektur, sondern das Erstellen einer Orientierungshilfe zur weiteren Beschreibung.

#### **3.2.4.2 Auswertung der CT-Aufnahmen**

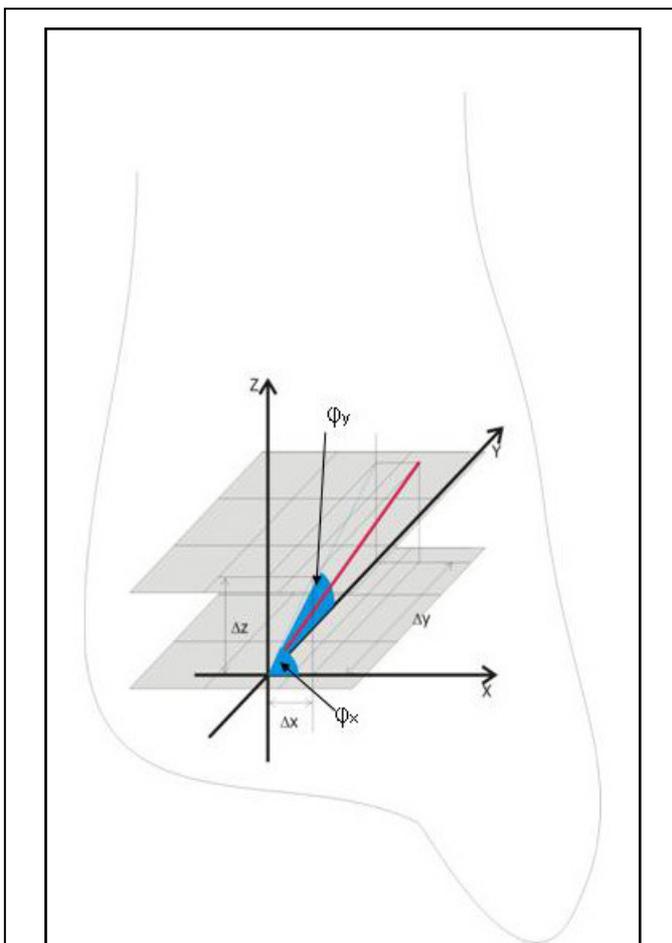
Zur Untersuchung des Verlaufs der subartikulären Haupttrabekel wurden die CT-Aufnahmen der distalen Tibiae im Knochenkernel verwendet. Diese wurden im „Analyse“-Programm mit einem Farbkeil belegt, der in seiner Intensität beliebig einstellbar ist und entsprechend der Hounsfield-Einheiten die Knochendichte darstellt. Für die Darstellung und den Vergleich der einzelnen Trabekelarchitekturen konnte keine einheitliche Intensität des Farbkeils verwendet werden, vielmehr musste sie abhängig vom individuellen Mineralisierungsstatus gewählt werden.

Der Verlauf der Haupttrabekel wurde ausgehend von einer Fußebene beschrieben. Die Fußebene lag hierbei in einem CT-Schnitt und wurde in neun Quadranten gleicher Größe eingeteilt. Der Fußpunkt eines Haupttrabekels bestimmte dabei die Fußebene. Es war nicht möglich, die Gelenkfläche als die Fußebene zu wählen, da aufgrund der gewählten Farbkeileinstellung die Haupttrabekel-Bündel nicht eindeutig zu unterscheiden waren. Die Fußebene lag vielmehr im ersten proximal der Gelenkfläche gelegenen CT-Schnitt, welcher eindeutig eine Zuordnung in verschiedene Haupttrabekel erlaubte. Der tatsächliche Fußpunkt eines Haupttrabekels in der Gelenkfläche kann aber in einfacher Weise, ausgehend von dem bestimmten Fußpunkt, durch einfache Extrapolation bestimmt werden, da sowohl die Höhe

des maßgeblichen CT-Schnitts über der Gelenkfläche näherungsweise bekannt ist, als auch der Winkel des Haupttrabekels bezüglich der Fußebene.

Der Fußpunkt und Endpunkt eines jeden Bündels wurde zumindest einem der Quadranten zugeordnet. Der Verlauf eines Haupttrabekel-Bündels in der Tibia war daher aufgrund der Lage des Fuß- und des Endpunktes genau bestimmt. Zur genaueren Beschreibung des Verlaufs des Haupttrabekels wurde der Winkel angegeben, welchen das Haupttrabekel mit der horizontalen Grundebene einschließt.

Unter Kenntnis des Verlaufswinkels und des Fußpunktes, welcher, ausgehend von der Grundebene, auf die Gelenkfläche extrapoliert werden kann, ist es einem Chirurgen möglich, z.B. Schrauben zur Verankerung der tibialen Prothesenkomponente entlang des Verlaufs der Haupttrabekel einzubringen. Da die Gelenkfläche jedoch eine komplexe Fläche darstellt, ist es nicht praktikabel, einen Winkel eines Haupttrabekel-Bündels bezüglich der Gelenkfläche anzugeben, da dieser Winkel in der Praxis nur schwierig zu messen ist. Um einem Chirurgen jedoch zu ermöglichen, in einfacher Weise entlang eines Haupttrabekel-Bündels z.B. ein



**Abb. 3.5:** Skizze des kartesischen Koordinatensystems zur Berechnung der Verlaufswinkel der Haupttrabekel.

$\varphi_x$  = Winkel des Trabekelbündels bezüglich der Grundebene in X-Richtung;

$\varphi_y$  = Winkel des Trabekelbündels bezüglich der Grundebene in Y-Richtung.

Bohrloch zu bohren, wurde die Auswertung in kartesischen Koordinaten beschrieben, wobei die X-Y-Ebene derart gewählt wurde, dass die X-Y-Ebene parallel zur Grundebene verläuft. Das gewählte Koordinatensystem (siehe Abb. 3.5) wird durch die Grundebene und eine zur Grundebene senkrechten Richtung aufgespannt, der Z-Richtung. Die Z-Richtung verläuft näherungsweise parallel zur Längsachse der Tibia. Die Grundebene wird durch die X-Richtung und die Y-Richtung aufgespannt, wobei die X-Richtung und die Y-Richtung parallel zu den jeweiligen Achsen der Quadranten der Grundebene verlaufen.

Entsprechend wurde in der obigen Ausführung nicht der Winkel eines Haupttrabekel-Bündels bezüglich der Gelenkfläche angegeben, sondern jeweils bezüglich der X-Richtung bzw.

bezüglich der Y-Richtung. Der Winkel bezüglich der Grundebene in X-Richtung wird als  $\varphi_x$  bezeichnet. Der Winkel in Y-Richtung entsprechend  $\varphi_y$ . Folglich ist ein (hypothetischer) Verlauf eines Haupttrabekels mit einem Winkel von  $\varphi_x$  gleich  $0^\circ$  parallel zur X-Achse. Da der Fußpunkt dieses (hypothetischen) Haupttrabekels in der Grundebene liegt, würde ein solches Haupttrabekel ebenfalls in der Grundebene, d.h. horizontal verlaufen (gleiches gilt für die Y-Richtung). Entsprechend würde ein Haupttrabekel mit einem Winkel  $\varphi_x$  gleich  $90^\circ$  in der Z-Y-Ebene liegen. Wären sowohl  $\varphi_x$  als auch  $\varphi_y$  eines Haupttrabekels gleich  $90^\circ$ , würde dieses Haupttrabekel zur Z-Achse, d.h. senkrecht zur Grundebene verlaufen. Die Winkel  $\varphi_x$  und  $\varphi_y$  wurden in einfacher Weise aus den gemessenen Daten der CT-Schnitte bestimmt, da für jedes Haupttrabekel sowohl dessen Ausdehnung in Z-Richtung als auch jeweils in X-Richtung und in Y-Richtung bekannt sind und der jeweilige Winkel aus dem trigonometrischen Zusammenhang  $\tan \varphi_x = \Delta Z / \Delta x$  (analog für  $\varphi_y$ ) berechnet werden konnte.

### **3.2.5 3D-Darstellung und Quantifizierung des Verlaufs der subartikulären Haupttrabekel mit „Amira 3.1“ am Beispiel zweier Tibiae**

Als neue Methode zur Untersuchung und Darstellung der Architektur der subartikulären Haupttrabekel wurde die PC-kompatible Software „Amira 3.1“ (Firma TGS) verwendet. Diese Software ermöglichte eine exakte dreidimensionale Rekonstruktion der Tibiae aus axialen CT-Datensätzen. Somit wird dem Untersucher die dreidimensionale Betrachtung der Tibiae und des Trabekelverlaufs am Computer ermöglicht. Vielfältige Visualisierungs-Tools wie orthogonale und schräge Schnittebenen, die in einer dreidimensionalen Ansicht beliebig kombiniert werden können, vereinfachen die Untersuchung des Trabekelverlaufs. Durch Verwendung von Standardfunktionen können die Trabekelverläufe quantifiziert werden, z.B. durch Messen der Länge der Trabekel, ausgehend vom subchondralen Knochen bis zur Kortikalis.

#### **3.2.5.1 Erstellung der CT-Datensätze**

Mit dem Siemens Somatom 64 der Radiologischen Klinik der Technischen Universität München wurden axiale CT-Aufnahmen der beiden Tibiae mit einer Schnittdicke von 0,5 mm angefertigt und mit einem Schnittabstand von 0,2 mm rekonstruiert. Diese Rekonstruktionsdicke wurde gewählt, da sich die Trabekel und Trabekelverläufe sehr deutlich darstellen und eine gezielte Bearbeitung der Spongiosa mit der Software „Amira“ ermöglichen.

### 3.2.5.2 Darstellung der Vorzugsrichtung der Trabekel

Zur quantifizierenden Darstellung der Vorzugsrichtung der Trabekel wurde ein von der Arbeitsgruppe Virtuelle Medizin der Technischen Universität München entwickelter und zur Verfügung gestellter Computeralgorithmus (MainVector-Modul) verwendet. Mit Hilfe dieses Moduls konnte der Mittelwert der Richtungen der in einem Volumen enthaltenen Trabekel berechnet werden. Der Mittelwert und somit die kombinierte trabekuläre Hauptrichtung jedes einzelnen Volumens konnte in Form eines Vektors angezeigt werden (MainVector). Aus den den Vektor definierenden X-, Y-, und Z-Koordinaten konnten die Winkel relativ zur X-Achse ( $\varphi_x$ ) und Y-Achse ( $\varphi_y$ ) berechnet werden.

### 3.2.5.3 Plausibilitätsprüfung des Computeralgorithmus (MainVector-Modul)

Um die Aussagekraft und Aussagerichtigkeit des Computeralgorithmus zu überprüfen, wurden unterschiedliche Messungen durchgeführt. Dazu wurde aus einer rekonstruierten Tibia medial und lateral jeweils ein Testvolumen herausgeschnitten, das viele deutlich erkennbare Trabekel enthielt. Dreimal wurde von 20 der in diesen Volumina vorhandenen Trabekel der Winkel, mit dem sie vom subchondralen Knochen zur Kortikalis des Tibiaschaftes ziehen, in der frontalen und sagittalen Schnittebene manuell vermessen. Anschließend wurde der Mittelwert aller drei Messungen berechnet. Nach sorgfältiger Segmentierung der Spongiosa und ohne Kortikalis wurde der Computeralgorithmus jeweils dreimal auf die segmentierten Volumina angewendet. Die Vorzugsrichtung der Trabekel innerhalb der Volumina wurde als Vektor dargestellt. Aus den X-, Y-, und Z-Koordinaten des Vektors konnte jeweils der Winkel relativ zur X-Achse (frontal) und Y-Achse (sagittal) berechnet werden.

### 3.2.5.4 Bearbeitung der CT-Datensätze

Aus dem Originaldatensatz wurde das Voltex-Bild der jeweiligen Tibia rekonstruiert. Mit dem Crop-Editor, der an den jeweils äußersten ventralen, dorsalen, medialen und lateralen Punkt der Facies articularis inferior tibiae des Voltex-Bildes angelegt wurde, konnte die Facies articularis inferior tibiae aus dem Datensatz herausgeschnitten werden. Nach proximal hin wurde die maximale Höhe der Spongiosa als Begrenzung gewählt. Zur Anwendung des MainVector-Moduls mussten geeignete Spongiosa-Volumina gewählt werden. Wir entschieden uns für eine Zerlegung des Volumens in neun Säulen, um den Vergleich mit der manuellen Auswertung der CT-Aufnahmen zu ermöglichen. Dem Crop-Editor konnte die Anzahl der verwendeten Schnitte in X-, Y- und Z-Richtung entnommen werden. Die Anzahl der Schnitte wurde jeweils durch drei geteilt, somit ließ sich die Facies articularis inferior

tibiae automatisch in neun gleiche Säulen zerlegen. Nach Segmentierung der Spongiosa innerhalb jeder Säule wurde das MainVector-Modul auf jede Säule angewendet und die Säulen wieder zu einer Gesamtansicht zusammengesetzt.

### **3.2.5.5 Vergleich Ergebnisse Computeralgorithmus – manuelle Winkelbestimmung**

Die mit dem Computeralgorithmus berechneten Winkel wurden mit den manuell aus den CT-Aufnahmen berechneten Winkeln verglichen. Dazu wurde in der manuellen Auswertung der Verlauf der Haupttrabekel den jeweiligen Quadranten des 9er-Rasters zugeordnet.

### **3.2.6 Vergleich Densitogramme - CT-Aufnahmen**

Um festzustellen, ob die Dichtemaxima des subchondralen Knochens mit den Ursprüngen der subartikulären Haupttrabekel übereinstimmen, wurden die mit der CT-OAM erstellten Densitogramme mit den CT-Aufnahmen verglichen. Die CT-Aufnahmen wurden in „Analyse“ mit einem Farbkeil so angefärbt, dass auf den CT-Schnitten, die die Gelenkfläche darstellten, nur die Maxima zu erkennen waren (Maxima-Farbkeil). Anschließend wurden diese CT-Aufnahmen mit dem schon bei der Auswertung der Densitogramme verwendeten 9er-Raster versehen. Auch hier dienten die äußersten ventralen, dorsalen, medialen und lateralen Punkte der Gelenkfläche als Anlegepunkte für das Raster. Das jeweilige Densitogramm und die entsprechenden CT-Aufnahmen in Höhe der Gelenkfläche wurden bezüglich der Lokalisation der Maxima in den Quadranten verglichen.

Die in Punkt 4.3.2 bestimmten Fußpunkte der Haupttrabekel-Bündel wurden ebenfalls mit den Dichtemaxima der Densitogramme verglichen. Hierzu wurden die Mittelwerte und die Standardabweichung der Koordinaten der Dichtemaxima und der Fußpunkte im 9er-Raster bzw. Koordinatensystem graphisch dargestellt.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Mineralisationsverteilung auf der Facies articularis inferior tibiae

Es fanden sich drei unterschiedliche Mineralisationstypen des subchondralen Knochens der Facies articularis inferior tibiae.

Bei 15 der 19 Tibiae (78,9 %) zeigte sich eine bizenrische Mineralisationsverteilung mit einem medialen und einem lateralen Bereich erhöhter Dichte. Zu den Tibiae mit bizenrischer Mineralisationsverteilung wurden auch die Tibiae gezählt, bei denen im medialen Bereich zwei oder drei Dichtemaxima vorhanden waren. Diese zusätzlichen, kleinen Maxima lagen am ventralen Rand der Gelenkfläche und reichten meist schon in die Kortikalis hinein.

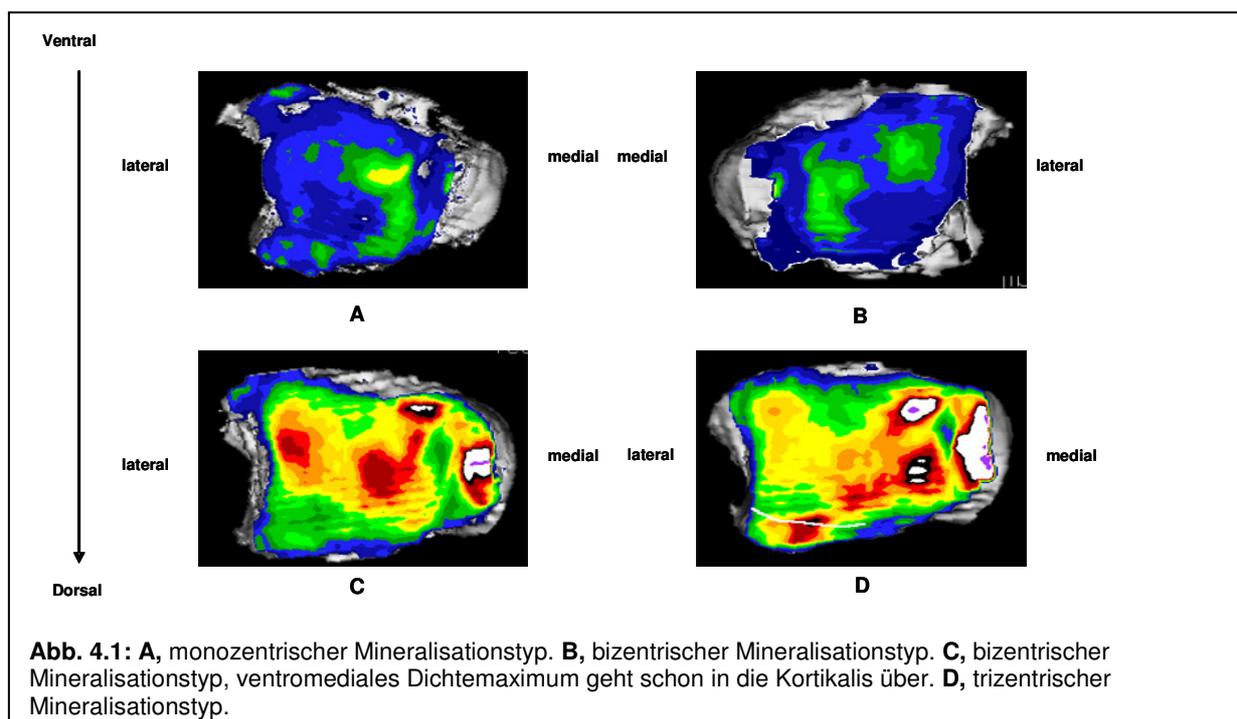
Bei 3 Tibiae (15,8 %) zeigte sich eine trizenrische Mineralisationsverteilung mit medialem, lateralem und einem zusätzlichem zentralen Dichtebereich. Nur bei 1 Tibia (5,3 %) lag eine monozentrische Mineralisationsverteilung vor.

Tabelle 4.1 zeigt die prozentuale Verteilung der drei Mineralisationstypen auf die Gesamtmenge der 19 untersuchten Tibiae.

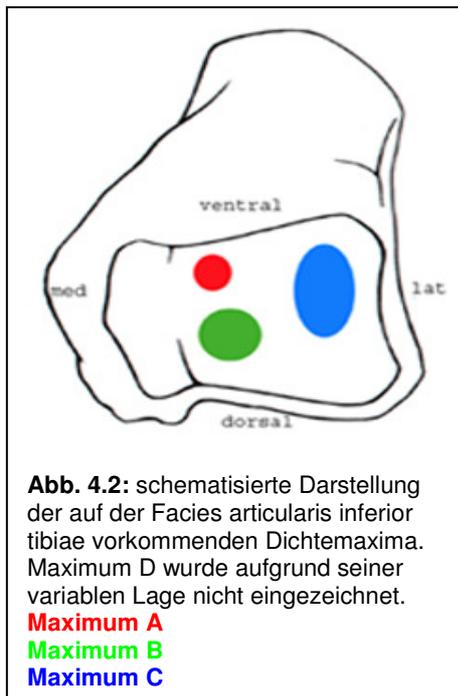
**Tabelle 4.1:** Häufigkeitsverteilung der Mineralisationstypen

Mineralisationstyp	Anzahl der Tibiae	Gesamtmenge n der untersuchten Tibiae	Anteil an der Gesamtmenge n [%]
bizenrisch	11	19	78,9
trizenrisch	3	19	15,8
monozentrisch	1	19	5,3

Abbildung 4.1 zeigt vier Densitogramme, die den verschiedenen Mineralisationstypen entsprechen.



#### 4.1.1 Häufigkeit der einzelnen Dichtemaxima



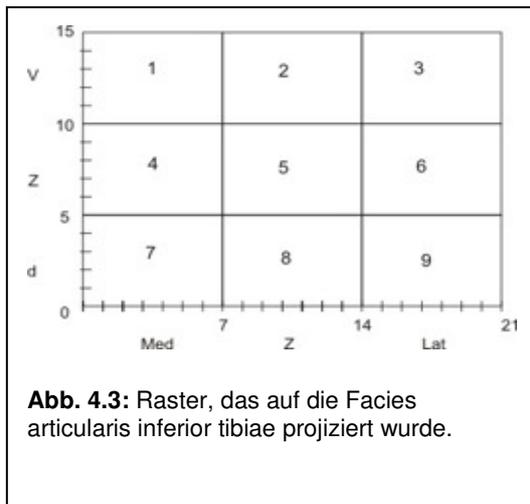
Um die Auswertung der Densitogramme zu erleichtern, wurden die Maxima, wie in Abbildung 4.2 gezeigt, mit den Buchstaben A, B und C benannt. Das medial eher ventral gelegene Maximum bekam die Bezeichnung Maximum A, das medial eher dorsal bzw. zentral lokalisierte Maximum wurde Maximum B genannt. Mit der Bezeichnung Maximum C wurde das laterale Maximum gekennzeichnet. Jedes zusätzlich vorkommende Maximum wurde mit Maximum D bezeichnet. Da sich diesem Maximum D jedoch keine konstante Lage auf der Facies articularis inferior tibiae - medial oder lateral - zuordnen ließ, ist es in Abbildung 4.2 nicht aufgeführt.

**Tabelle 4.2:** Prozentuale Verteilung der Maxima A, B, C und D auf der Facies articularis inferior tibiae aller 19 Tibiae

	Maximum A	Maximum B	Maximum C	Maximum D
Anzahl h der Tibiae mit dem jeweiligen Maximum	14	19	17	6
Gesamtmenge n der Tibiae	19	19	19	19
<b>Anteil der Maxima A-D an der Gesamtmenge [%]</b>	<b>73,7</b>	<b>100</b>	<b>89,5</b>	<b>31,7</b>

Wie aus Tabelle 4.2 ersichtlich, war Maximum B immer vorhanden, es konnte bei 100 % der 19 untersuchten Tibiae festgestellt werden. Das lateral gelegene Maximum C zeigte sich bei 89,5 %, Maximum A bei 73,7 %. Ein zusätzliches viertes Maximum, bezeichnet mit Maximum D, ließ sich nur bei 31,7 % der 19 untersuchten Tibiae nachweisen. Aufgrund seiner variablen Lage wurde es in Abbildung 4.2 nicht eingezeichnet.

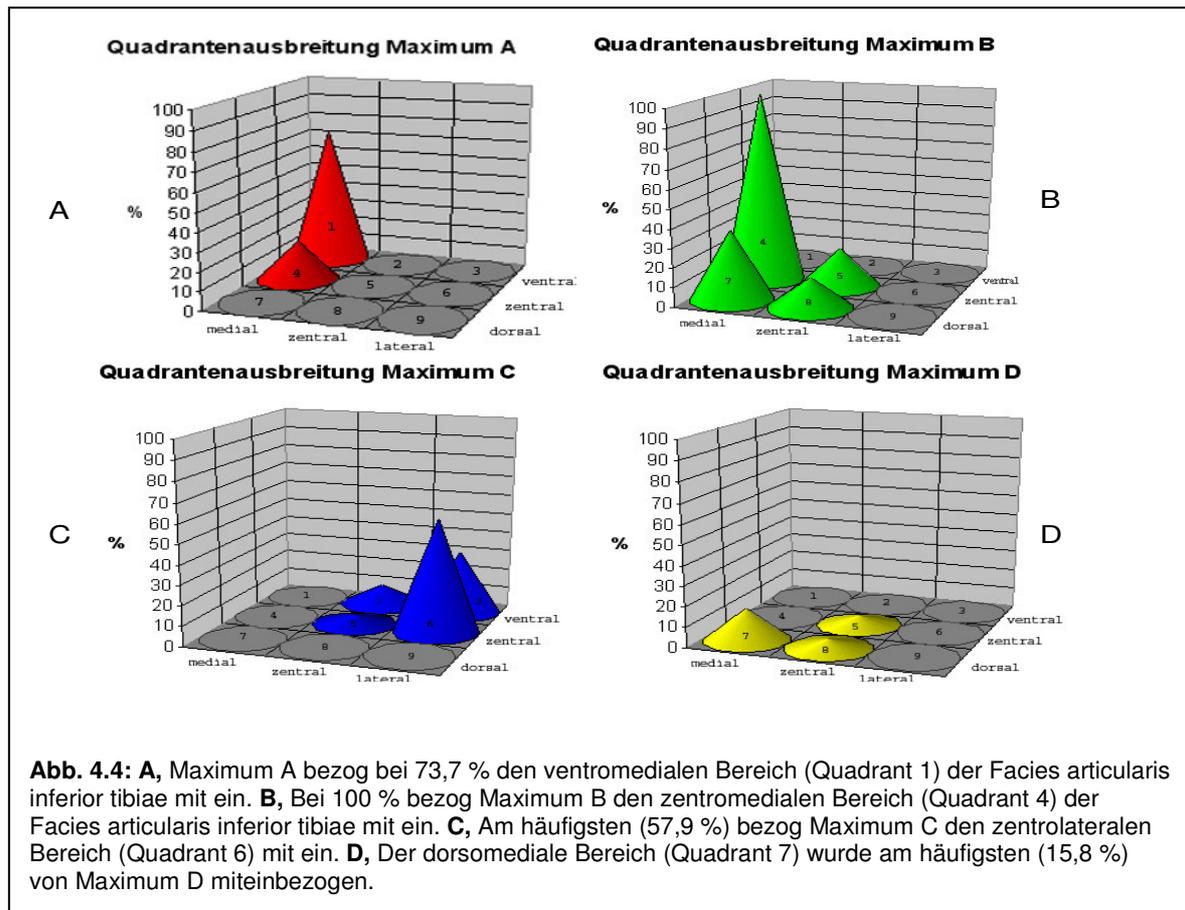
#### 4.1.2 Lokalisation der Dichtemaxima durch Anwendung des Rasters



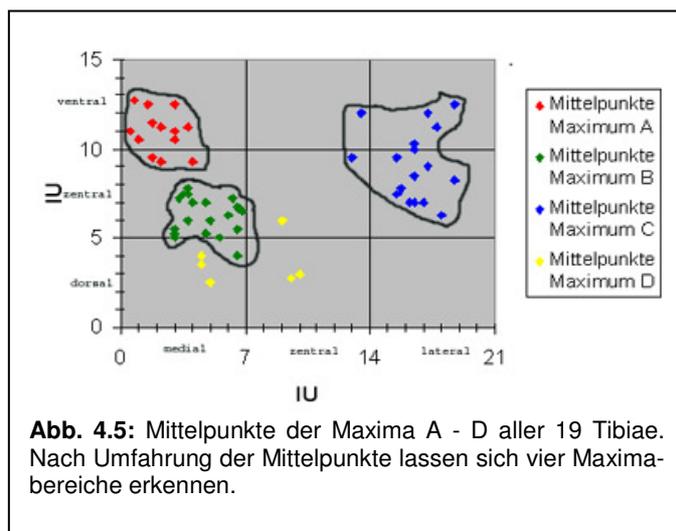
In der folgenden Auswertung wurde die Ausdehnung der Maxima A bis D über die Quadranten des Rasters und der am häufigsten in das jeweilige Maximum miteinbezogene Quadrant untersucht. Abbildung 4.3 zeigt noch einmal das verwendete 9er-Raster. Die Quadranten des Rasters sind durch die Zahlen 1 bis 9 gekennzeichnet, die farbigen Kegel zeigen die Ausdehnung der Maxima und geben durch ihre Höhe die prozentuale Verteilung des Anteils des einzelnen Quadranten an der Ausdehnung der

Maxima bei allen 19 Tibiae an (siehe Abb. 4.4).

Die Ausdehnung von Maximum A beschränkte sich auf den ventromedialen und zentromedialen (Quadrant 1 und 4) Bereich der Facies articularis inferior tibiae. Dabei wurde Quadrant 1 deutlich häufiger als Quadrant 4, nämlich zu 73,7 % vom Maximum miteinbezogen. Maximum B erstreckte sich über den zentromedialen und zentrozentralen, sowie über den dorsomedialen und dorsozentralen Bereich der Facies articularis inferior tibiae (Quadranten 4, 5, 7 und 8). Signifikant am häufigsten, nämlich bei 100 % der Tibiae, wurde Quadrant 4, also der zentromediale Bereich der Facies articularis inferior tibiae, in die Ausdehnung des Maximums miteinbezogen. Die übrigen Quadranten waren deutlich weniger betroffen (Quadrant 5: 21,1 %, Quadrant 7: 36,8 %, Quadrant 8: 15,8 %). Die Ausdehnung von Maximum C schloss den ventrozentralen und ventrolateralen, sowie den zentrozentralen und den zentrolateralen Bereich der Facies articularis inferior tibiae mit ein (Quadranten 2, 3, 5 und 6). Am häufigsten (57,9 %) wurde Quadrant 6 in die Ausdehnung des Maximums miteinbezogen. Maximum D fand sich im zentrozentralen, dorsomedialen und dorsozentralen Bereich der Facies articularis inferior tibiae (Quadranten 5, 7 und 8). Der Quadrant 7 wurde am häufigsten in die Ausdehnung des Maximums miteinbezogen.



#### 4.1.3 Lokalisation der Dichtemaxima-Mittelpunkte durch Anwendung des Koordinatensystems



In Abbildung 4.5 wurden die Mittelpunkte der Dichtemaxima aller 19 untersuchten Tibiae graphisch dargestellt. Die Diagrammfläche entsprach dem bei der Auswertung der Lage der Dichtemaxima verwendeten Raster. Nach Umfahrung der Mittelpunkte ließen sich vier Maximabereiche auf der Facies articularis inferior tibiae unterscheiden. Die Mittelpunkte der medial gelegenen Maxima A und B wiesen im Gegensatz zum lateral gelegenen Maximum C eine geringere Streuung auf. Die geringe Anzahl der Mittelpunkte des Maximum D verteilte sich auf drei Quadranten, zeigte also eine große Streuung. Innerhalb der einzelnen Quadranten lagen die Mittelpunkte jedoch eng beieinander.

wiesen im Gegensatz zum lateral gelegenen Maximum C eine geringere Streuung auf. Die geringe Anzahl der Mittelpunkte des Maximum D verteilte sich auf drei Quadranten, zeigte also eine große Streuung. Innerhalb der einzelnen Quadranten lagen die Mittelpunkte jedoch eng beieinander.

Der Mittelwert der Koordinaten von Maximum A (n = 14) betrug  $2,11 \pm 1,11$  IU für x und  $10,95 \pm 1,14$  IU für y. Der Mittelwert der Koordinaten von Maximum B (n = 19) betrug  $4,71 \pm 1,38$  IU für x und  $6,22 \pm 1,06$  für y. Der Mittelwert der Koordinaten von Maximum C (n = 17) betrug  $16,55 \pm 1,56$  IU für x und  $9,05 \pm 1,97$  IU für y. Der Mittelwert der Koordinaten von Maximum D (n = 6) betrug  $7,08 \pm 2,67$  für x und  $4,09 \pm 1,39$  für y.

**Am häufigsten zeigte sich eine bizentrische Mineralisationsverteilung mit einem medialen und einem lateralen Bereich erhöhter Dichte.**

**Innerhalb dieser Dichtebereiche konnten 4 Dichtemaxima unterschieden werden (Maximum A, B, C und D). Bei 100 % der Tibiae zeigte sich das dorso-medial/dorsozentral gelegene Maximum B, bei 89,5 % das zentrolaterale Maximum C und bei 73,7 % das ventromediale Maximum A. Die Lage von Maximum D war sehr variabel, es zeigte sich nur bei 31,7 % der untersuchten Tibiae.**

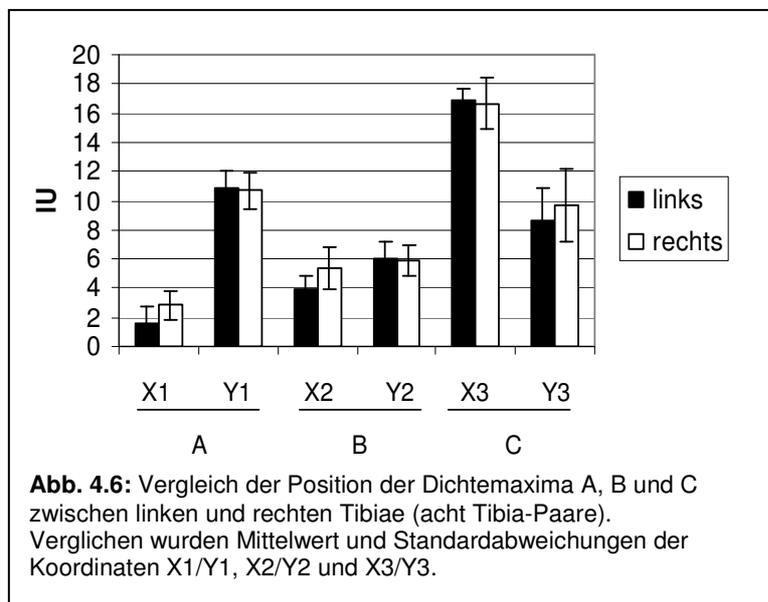
**Durch Raster und Koordinatensystem wurde die Lage der Dichtemaxima genauer bestimmt. Maximum B lag am häufigsten in Quadrant 4 (Mittelwerte: x = 4,71 IU, y = 6,22 IU), Maximum C in Quadrant 6 (Mittelwerte: x = 16,55 IU, y = 9,05 IU), Maximum A in Quadrant 1 (Mittelwerte: x = 2,11 IU, y = 10,95 IU) und Maximum D in Quadrant 7 (Mittelwerte: x = 7,08 IU, y = 4,08 IU).**

Beim Vergleich der Mineralisierung/Dichtewerte der medialen Dichtemaxima A und B zeigte sich, dass bei 50 % der 14 Tibiae, die Maximum A und B gleichzeitig aufwiesen, das medial eher ventral gelegene Maximum A stärker mineralisiert war als das medial eher zentral gelegene Maximum B. Bei 28,6 % der Tibiae wiesen Maximum A und Maximum B den gleichen Mineralisierungsgrad bei der hier verwendeten Einteilung der Falschfarbenskala auf (eine Farbstufe entspricht einem Bereich von je 100 Hounsfield-Einheiten). Maximum B zeigte bei 21,4 % eine höhere Mineralisierung als Maximum A. Der Vergleich der 17 Tibiae mit dem lateral gelegenen Maximum C zeigte, dass dieses bei 76,5 % geringer mineralisiert war als die medial gelegenen Maxima A und B. Nur bei 2 Tibiae (11,8 %) erwies sich Maximum C gleich stark mineralisiert wie die medialen Maxima A und B. Ebenfalls nur bei zwei Tibiae (11,8 %) war das Maximum C geringer mineralisiert als das dichteste mediale Maximum, aber genauso mineralisiert wie das zweitdichteste mediale Maximum. Die Mineralisierungsgrade von Maximum D entsprachen meist denen der Maxima A, B und C, nur bei einer Tibia, bei der jedoch Maximum A und Maximum C fehlten, war Maximum D das am stärksten mineralisierte Maximum.

**Der mediale Abschnitt der Facies articularis inferior tibiae war stärker mineralisiert als der laterale Abschnitt. Die in der medialen Dichteerhöhung vorkommenden zwei lokalen Dichtemaxima Maximum A und Maximum B zeigten unterschiedliche Mineralisierungsgrade, das eher ventromedial gelegene Maximum A war am häufigsten stärker mineralisiert als das zentromediale Maximum B.**

#### 4.1.4 Mineralisationsmuster der Tibia-Paare

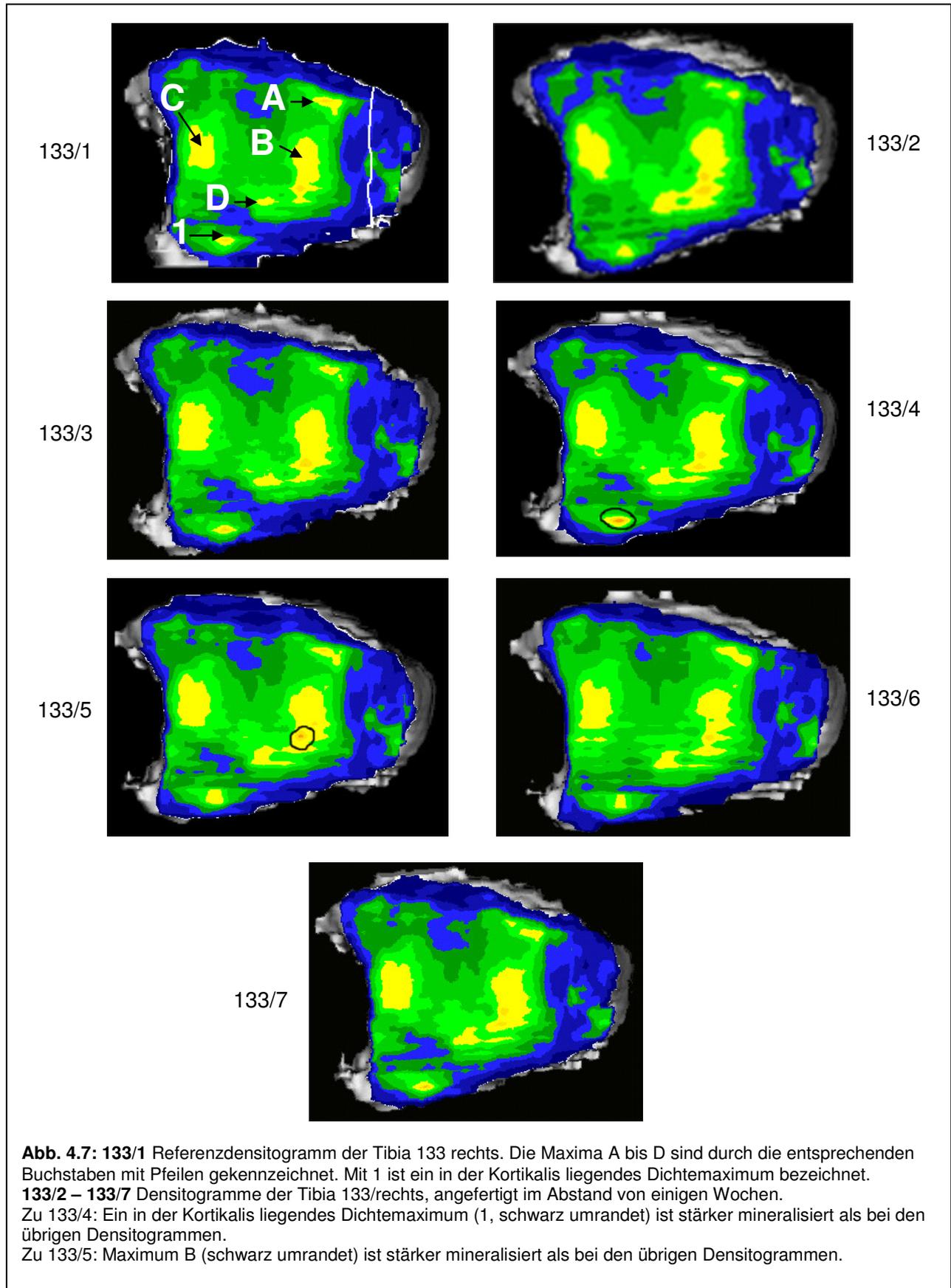
In Abbildung 4.6 wurden die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Koordinaten X1/Y1, X2/Y2 und X3/Y3 der Maxima A, B und C von 16 linken und rechten Tibiae (acht Tibia-Paare) graphisch dargestellt. Die Mittelwerte der Koordinaten X1 und X2 (Maximum A



und B) wichen am meisten voneinander ab, die Mittelwerte der Koordinaten Y1, Y2 (Maximum A und B), X3 und Y3 (Maximum C) unterschieden sich nur geringfügig. Insgesamt ließen sich nur geringe Abweichungen erkennen.

#### 4.2 Studien zur Reproduktion

Die Densitogramme 133/2 bis 133/7 der zur Überprüfung der Reproduktion der CT-OAM verwendeten Tibia 133 rechts zeigten jeweils das gleiche Mineralisationsmuster (siehe Abb. 4.7). In der Ausbreitung und Dichte der Maxima ließen sich geringfügige Unterschiede erkennen. Maximum B zeigte sich bei einem Densitogramm deutlich stärker mineralisiert als bei den übrigen Densitogrammen. Ein in der Kortikalis liegendes Dichtemaximum war bei einem Densitogramm stärker mineralisiert als bei den übrigen Densitogrammen. Maximum D zeigte bei den Densitogrammen 133/2 bis 133/7 immer eine größere Ausdehnung als beim Referenzdensitogramm der Tibia 133 rechts.

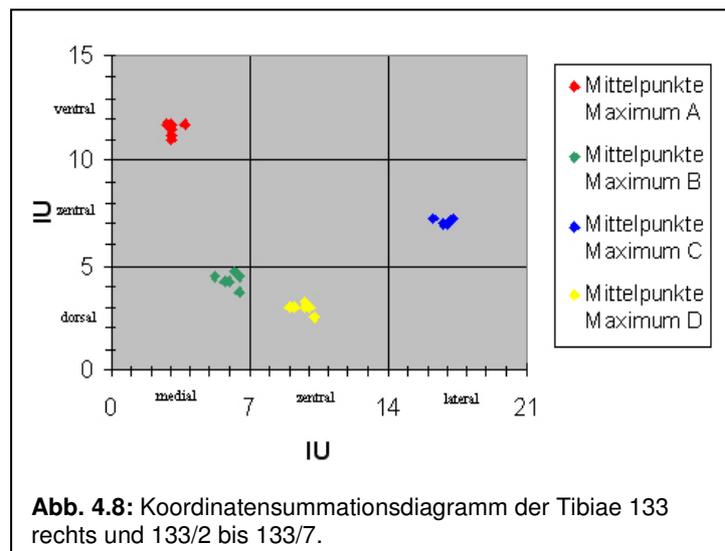


Die Ergebnisse der Auswertung der Densitogramme der Tibiae 133 rechts und 133/2 bis 133/7 mit Hilfe des Rasters und Koordinatensystems zeigt Tabelle 4.3. Die Maxima lagen bei allen Tibiae im selben Quadranten des Rasters. Die Standardabweichung für die X- und Y-Koordinaten der Maxima-Flächenschwerpunkte lag zwischen 0,13 und 0,73. Der Variationskoeffizient lag zwischen 0,02 und 0,1. Der relative Variationskoeffizient schwankte zwischen 0,71 und 3,86.

Abbildung 4.8 zeigt anhand eines Koordinatensummutationsdiagramms die Lage der Dichtemaxima der Tibiae 133 rechts und 133/2 bis 133/7.

**Tabelle 4.3:** Ergebnisse der Auswertung der Densitogramme 133 rechts und 133/2 bis 133/7, Studien zur Reproduktion

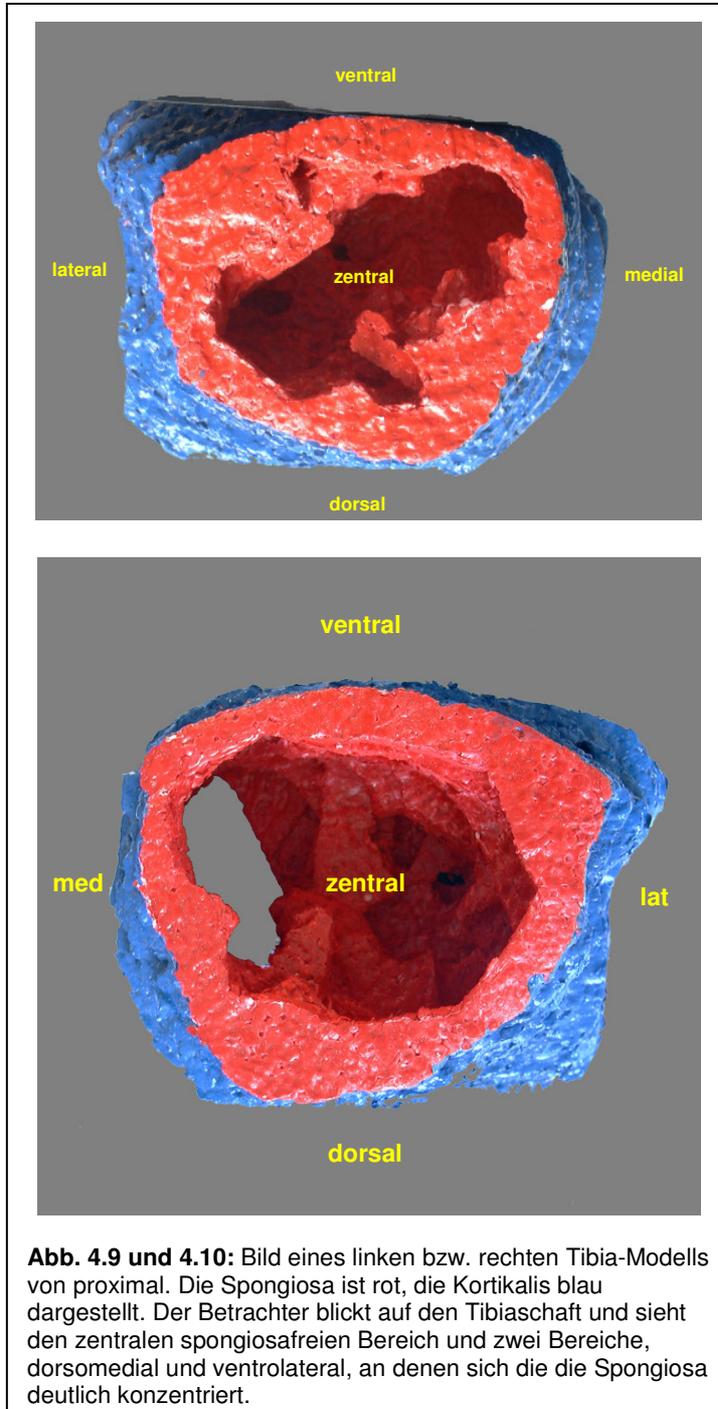
	Maximum A		Maximum B		Maximum C		Maximum D	
	x (IU)	y (IU)						
<b>Mittelwert</b>	3,07	11,46	6,04	4,29	16,9	7,14	9,71	2,96
<b>Stabweich.</b>	0,31	0,30	0,44	0,34	0,73	0,13	0,44	0,22
<b>Varianz</b>	0,1	0,09	0,2	0,11	0,54	0,02	0,2	0,05
<b>Variationskoeffizient</b>	0,10	0,03	0,07	0,08	0,04	0,02	0,05	0,08
<b>Relativer Variationskoeffizient</b>	3,86	0,99	2,77	2,96	1,64	0,71	1,72	2,86



### 4.3 Verlauf der subartikulären Haupttrabekel

#### 4.3.1 Styropormodelle

Wie in Material und Methode beschrieben, wurde jede einzelne, mit dem Farbkeil angefärbte CT-Aufnahme ausgedruckt, auf Styropor aufgeklebt und ausgeschnitten. Die CT-Aufnahmen, die den Malleolus medialis darstellten, wurden nicht berücksichtigt. Deshalb beginnen die



**Abb. 4.9 und 4.10:** Bild eines linken bzw. rechten Tibia-Modells von proximal. Die Spongiosa ist rot, die Kortikalis blau dargestellt. Der Betrachter blickt auf den Tibiaschaft und sieht den zentralen spongiosafreien Bereich und zwei Bereiche, dorsomedial und ventrolateral, an denen sich die die Spongiosa deutlich konzentriert.

Modelle erst ab der CT-Aufnahme, die die ganze Gelenkfläche darstellt. Nachdem die einzelnen Styroporschnitte aufeinander geklebt worden waren, wurde die Spongiosa rot, die Kortikalis blau bemalt. Somit ergaben sich räumliche Modelle der 19 distalen Tibiae, mit denen versucht wurde, den Verlauf der subartikulären Haupttrabekel zu verfolgen und zu beschreiben. Die Modelle wurden anschließend mit einer Digitalkamera von distal, proximal und teilweise auch im Querschnitt fotografiert.

Anhand der Modelle konnte man erkennen, dass die Tibiae distal fast vollständig von Spongiosa ausgefüllt waren. Einzelne Trabekelbündel ließen sich aufgrund der gewählten Farbkeil-Einstellung nicht unterscheiden. Nach proximal hin zogen die Trabekel vom zentralen Bereich nach außen zur Kortikalis des Tibiaschaftes. Die Abbildungen 4.9 und 4.10 zeigen jeweils Modelle, bei denen dieser Verlauf gut zu

erkennen ist. Der Betrachter blickt von proximal auf den Tibiaschaft und sieht den zentralen spongiosafreien Bereich und zwei Bereiche, dorsomedial und ventrolateral, an denen sich die Spongiosa deutlich konzentriert.

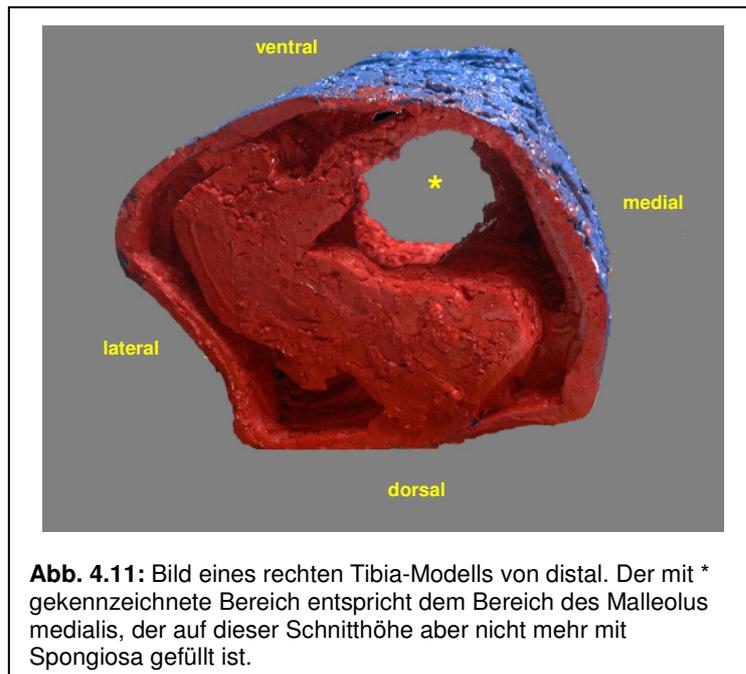
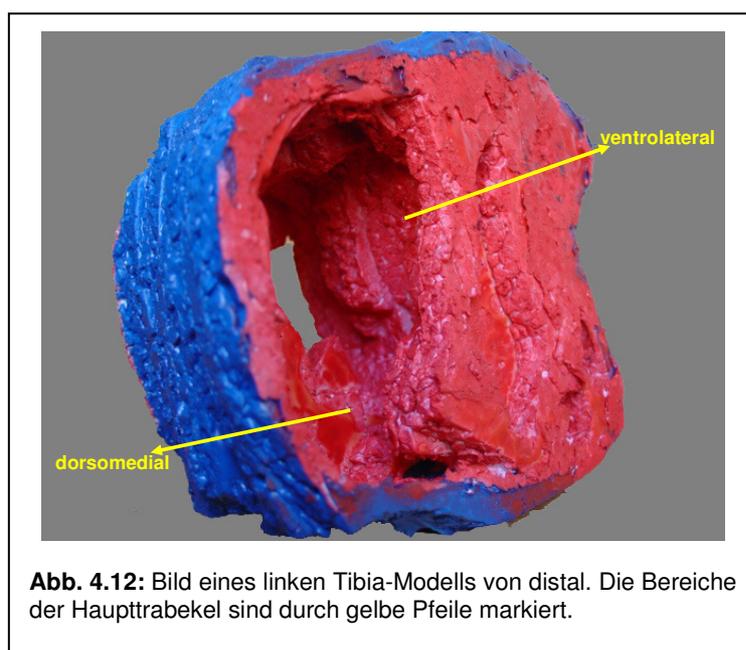


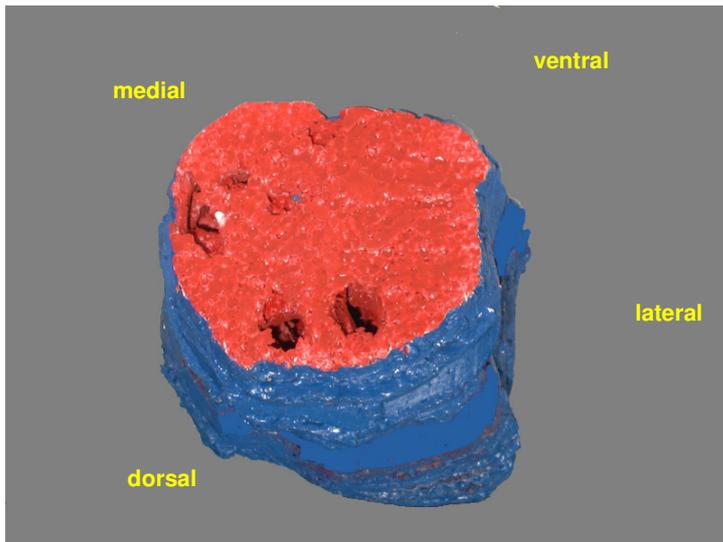
Abbildung 4.11 zeigt ein Tibia-Modell von distal, der erste Schnitt liegt schon oberhalb der Gelenkfläche, so dass man zwei Bereiche dichter Spongiosa (= Bündel subartikulärer Haupttrabekel), dorsomedial und ventrolateral, erkennen kann. Der mit dem Stern (\*) gekennzeichnete Bereich entspricht dem Bereich des Malleolus medialis, der aber auf dieser Schnitthöhe nicht mehr mit Spongiosa gefüllt ist. Abbildung 4.12 zeigt ebenfalls

ein Tibia-Modell in der Ansicht von distal, die Bereiche, in denen die Haupttrabekel liegen, sind durch gelbe Pfeile gekennzeichnet.

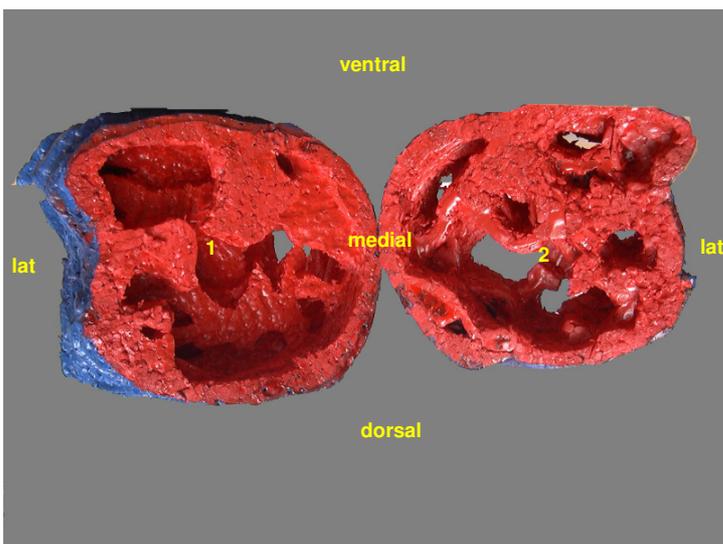
Dieser Verlauf zeigte sich bei 15 der 19 Tibiae. Bei vier dieser 15 Tibiae (zwei Tibiapaare) füllte sich der spongiosaarme zentrale Bereich des Tibiaschaftes weiter proximal wieder mit Spongiosa. Abbildung 4.13 (Seite 40) zeigt eine der vier Tibiae mit einer erneuten Zunahme der Spongiosa. In Abbildung 4.14 (Seite 40) ist die korrespondierende Tibia, bei der sich die gleiche Zunahme der Spongiosa zeigte, im Querschnitt dargestellt. Mit 1 ist der weiter distale, mit 2 der weiter proximale Anteil gekennzeichnet. In Bild 1 sieht man, wie die Spongiosa von zentral nach außen zur Kortikalis wandert, in Bild 2 kann man die Zunahme



der Spongiosa vor allem im ventrolateralen Bereich erkennen. Um den Verlauf der Haupttrabekel noch deutlicher verfolgen zu können, wurde eine Tibia längsgeschnitten. Abbildung 4.15 (Seite 41) zeigt das längsgeschnittene Tibia-Modell. Der Verlauf der Haupttrabekel ist durch die beiden gelben Linien markiert. Man erkennt, dass die Spongiosa distal noch fast die ganze Gelenkfläche ausfüllt und dann dorsomedial und ventro-



**Abb. 4.13:** Bild eines rechten Tibia-Modells, Blick von proximal. Man erkennt deutlich, dass der sonst spongiosafreie proximale Teil des Tibiaschaftes mit Spongiosa ausgefüllt ist.

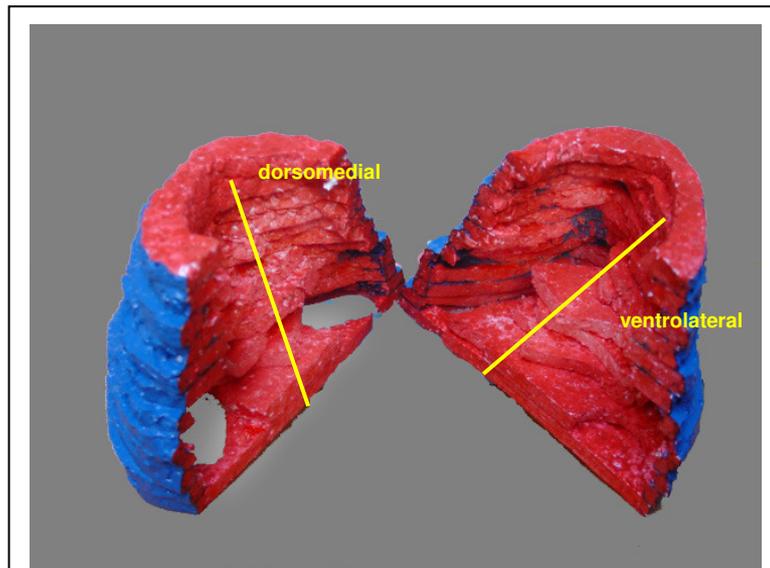


**Abb. 4.14:** Bild eines Querschnitts eines linken Tibia-Modells mit erneuter Zunahme der Spongiosa nach proximal. Mit 1 ist der weiter distal gelegene, mit 2 der weiter proximal gelegene Teil gekennzeichnet.

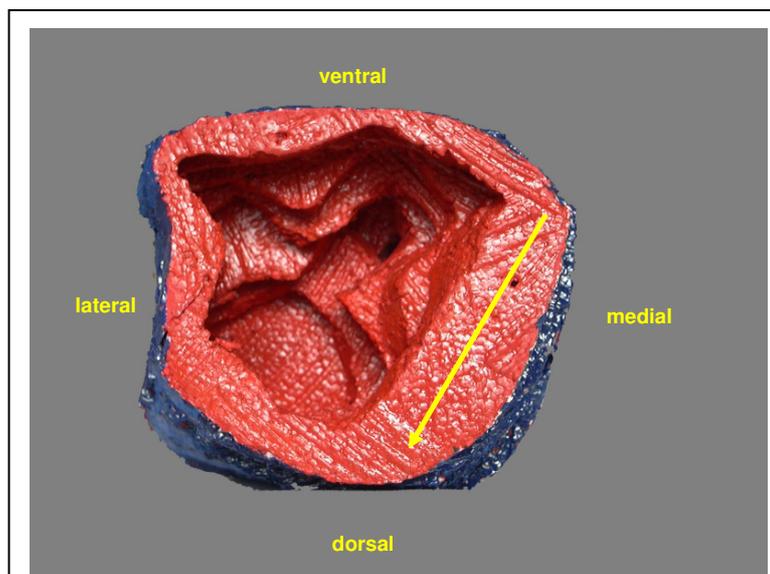
lateral nach proximal zieht.

Diese „Spongiosasäulen“ scheinen sich nach proximal hin zu verjüngen, was dafür sprechen könnte, dass die Trabekel nicht lotrecht, sondern leicht schräg von distal nach proximal ziehen. Auch die in Abbildung 4.15 (Seite 41) entsprechend dem Verlauf der Haupttrabekel eingezeichneten gelben Linien weisen eine leichte Neigung auf. Eine Variante dieses Verlaufs der Haupttrabekel ist, dass sie nicht nur dorsomedial, sondern entlang der gesamten medialen Seite nach proximal ziehen.

Ein Modell, das diesen Verlauf aufweist, ist in Abbildung 4.16 (Seite 41) gezeigt. Mit der gelben Linie ist der gesamte mediale Bereich markiert, in dem die Haupttrabekel von distal nach proximal zieht. Man erkennt auch, dass medial deutlich mehr Spongiosa vorhanden ist als in den übrigen Bereichen des Tibiaschaftes.



**Abb. 4.15:** Bild eines längsgeschnittenen Tibia-Modells, Blick von proximal. Die gelben Linien kennzeichnen den Verlauf der Spongiosa.



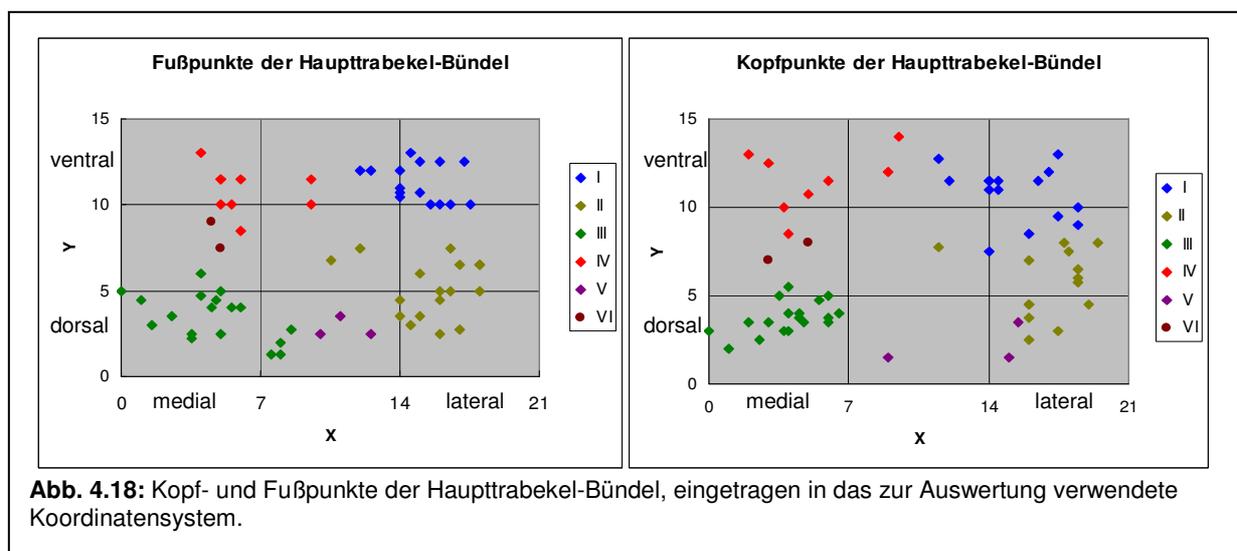
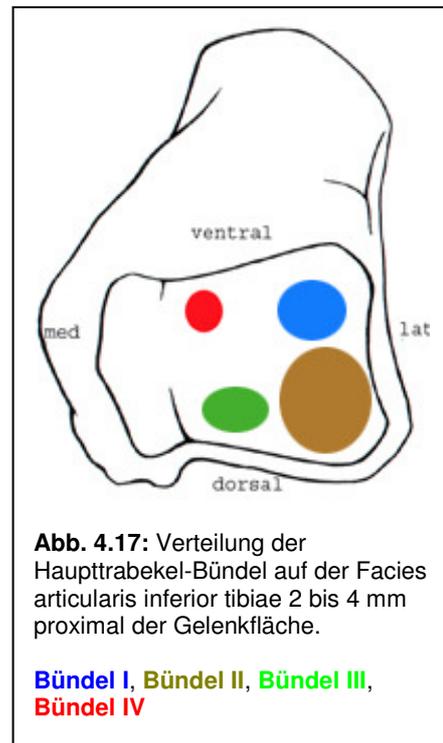
**Abb. 4.16:** Bild eines linken Tibia-Modells von proximal. Die gelbe Linie kennzeichnet den Bereich, in dem die Haupttrabekel verlaufen.

Zusammenfassend kann man den Verlauf der Haupttrabekel anhand der Tibia-Modelle wie folgt beschreiben: ausgehend von der distalen Gelenkfläche ziehen sie in zwei Bereichen, dorsomedial und ventrolateral, schräg nach medial-außen bzw. lateral-außen zur Kortikalis des Tibiaschaftes, mit der sie am Ende verschmelzen.

### 4.3.2 CT-Aufnahmen

Auf Höhe der Gelenkfläche waren bei der gewählten Einstellung des Farbkeils keine abgrenzbaren Spongiosabereiche erkennbar, da die Einstellung des Farbkeils gröber gewählt werden musste, um den Verlauf der Haupttrabekel von distal nach proximal gut verfolgen zu können. In Punkt 4.5. wurden durch Verwendung einer höheren Einstellung des Farbkeils die genauen Ursprünge der Haupttrabekel ermittelt, die im medialen und lateralen Bereich der Facies articularis inferior tibiae liegen und mit den Dichtemaxima der Densitogramme übereinstimmen.

Die aus diesen Spongiosabereichen entspringenden Haupttrabekel spalteten sich, so dass nach 2 bis 4 mm mehrere Spongiosabereiche bzw. Haupttrabekel-Bündel sichtbar waren. Gemäß ihrer Lage auf der Facies articularis inferior tibiae wurden die Trabekelbündel mit **I** bis **IV** bezeichnet (siehe Abb. 4.17). Zwei zusätzliche Bündel, **V** und **VI**, zeigten sich nur bei drei bzw. zwei Tibiae und bildeten sich erst weiter proximal. In Abbildung 4.18 sind die distalen Mittelpunkte (Fußpunkte) und die proximalen Mittelpunkte (Kopfpunkte) der Haupttrabekel-Bündel von 18 Tibiae dargestellt. Eine Tibia konnten für die Auswertung nicht verwendet werden, da die Spongiosabereiche wegen bei der Datengenerierung entstandener Probleme nicht gut zu unterscheiden waren.



Nach Bestimmung von Fußpunkt und Kopfpunkt der Haupttrabekel-Bündel konnte mit deren X- und Y-Koordinaten und dem Verlauf in Z-Richtung über den Tangens der Verlaufswinkel zur X-Ebene ( $\varphi_x$ ) und Y-Ebene ( $\varphi_y$ ) berechnet werden. Der Mittelwert der Winkel wurde für linke und rechte Tibiae getrennt berechnet. Auf beiden Seiten wurden die zwei jeweils am meisten abweichenden Messwerte nicht berücksichtigt.

**Tabelle 4.4:** Mittelwerte der Winkel der Haupttrabekel-Bündel

	Linke Tibiae											
	I		II		III		IV		V		IV	
	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$
<b>Mittelwert [°]</b>	91	91,3	94,7	86,6	86,8	86,6	87,4	87,9	92	91,7	85	95
<b>Stabw. [°]</b>	7,7	5,6	8	5,3	9,4	8,8	12,6	5,6	4,4	11	7,4	7,1
	Rechte Tibiae											
	I		II		III		IV		V		VI	
	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$
<b>Mittelwert [°]</b>	90	94,5	86,7	90,3	99,5	91,7	90,5	95,9				
<b>Stabw. [°]</b>	10,3	7,8	9	9	6,2	6	14,6	8,7				

Bei 8 Tibiae (44,4 %) zog ein Haupttrabekelbündel vom medialen Dichtebereich nach ventromedial (= Bündel IV), in Quadrant 1 und 2, zur Kortikalis des Tibiaschaftes.  $\varphi_x$  betrug für die linken Tibiae 87,4°, für die rechten Tibiae 90,5°.  $\varphi_y$  betrug für die linken Tibiae 87,9°, für die rechten 95,9°. Nach durchschnittlich 14 mm hatte das meist kleine Bündel, das schon sehr nahe an der ventralen Grenze der Gelenkfläche im Bereich der Kortikalis liegt, die Kortikalis erreicht. Ein zweites Haupttrabekelbündel zog vom medialen Dichtebereich nach dorsomedial (= Bündel III), im Quadranten 7, zur Kortikalis des Tibiaschaftes.  $\varphi_x$  betrug 86,8° für die linken und 99,5° für die rechten Tibiae.  $\varphi_y$  beträgt 86,6° für die linken und 91,7° für die rechten Tibiae. Das Haupttrabekelbündel III zeigte sich bei allen 18 Tibiae (100 %). Nach durchschnittlich 11,6 mm hatte es die Kortikalis erreicht.

Vom lateralen Dichtebereich aus zog bei 15 Tibiae (83,3 %) ein Haupttrabekelbündel nach ventrolateral (= Bündel I), im Bereich des Quadranten 3, zur Kortikalis des Tibiaschaftes.  $\varphi_x$  betrug 90,6° für die linken, für die rechten Tibiae 90°.  $\varphi_y$  betrug für die linken Tibiae 91°, für die rechten 94,5°. Nach durchschnittlich 12,6 mm hatte es die Kortikalis erreicht.

Ein zweites Haupttrabekelbündel zog bei 17 Tibiae (94,4%) vom lateralen Dichtebereich nach dorsolateral bzw. zentrolateral (= Bündel II), in den Quadranten 6 und 9, zur Kortikalis des Tibiaschaftes.  $\varphi_x$  betrug 94,7° für die linken, für die rechten Tibiae 86,7°.  $\varphi_y$  betrug für die linken Tibiae 86,6°, für die rechten 90,3°.

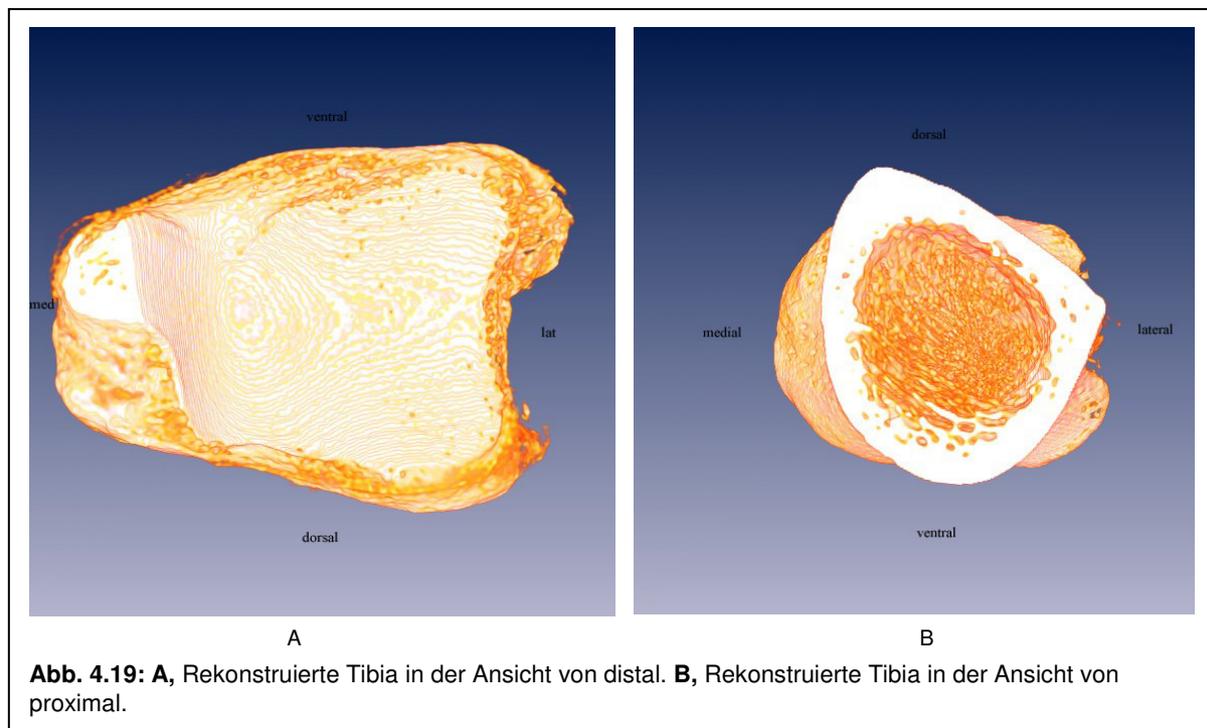
Die Bündel V und VI waren nur zwei bzw. drei Mal deutlich erkennbar und im Vergleich zu den anderen Bündeln weniger stark ausgeprägt.

Bei dieser Auswertung ließen sich 6 Haupttrabekel-Bereiche unterscheiden (Bündel I-VI). Am häufigsten zeigten sich die Bündel I, II und III.

Alle Tibiae zeigten Bündel III, das vom medialen Dichtebereich nach dorsomedial innerhalb des Quadranten 7 zog. Vom lateralen Dichtebereich nach dorsolateral /zentrolateral (Quadranten 6 und 9) zog bei 94,4 % der Tibiae Bündel II, bei 83,3 % zog Bündel I nach ventrolateral (Quadrant 3).

#### 4.4 3D-Darstellung mit „Amira 3.1“

Die Abbildungen 4.19 und 4.20 zeigen beispielhaft eine mit „Amira 3.1“ dreidimensional rekonstruierte Tibia in verschiedenen Ansichten. Dem Untersucher bieten sich mehr Möglichkeiten, da er mittels des Computerprogramms die dreidimensional rekonstruierten Tibiae beliebig virtuell verändern kann.



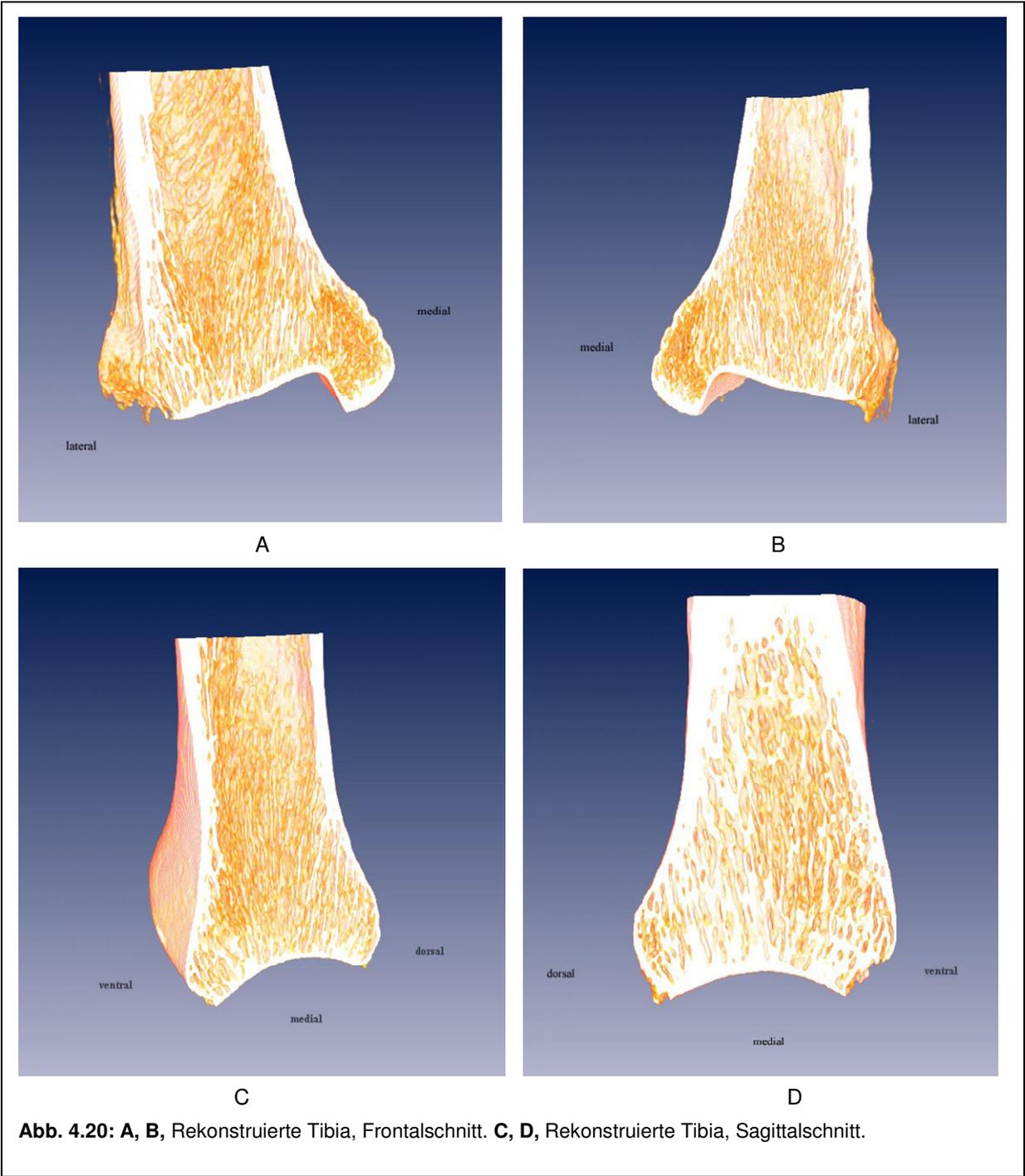
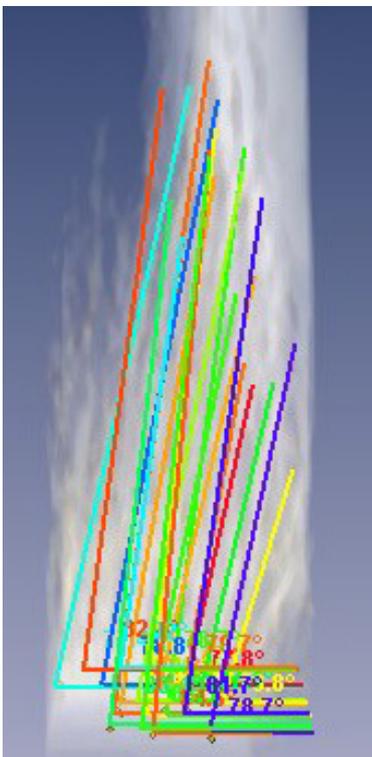


Abb. 4.20: A, B, Rekonstruierte Tibia, Frontalschnitt. C, D, Rekonstruierte Tibia, Sagittalschnitt.

#### 4.4.1 Ergebnisse der Plausibilitätsprüfung des Computeralgorithmus (MainVector- Modul)

Die Abbildungen 4.21 und 4.23 (Seite 47) zeigen die manuelle Vermessung des lateralen bzw. medialen Volumens in der Frontalebene.

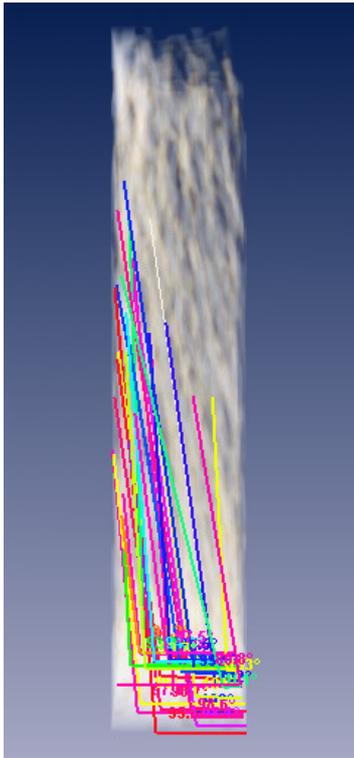
Die Abbildungen 4.22 und 4.24 (Seite 47) zeigen dieselben Volumina nach Segmentation der Spongiosa und Anwendung des Computeralgorithmus. Der vom Algorithmus berechnete Vektor ist als weiße Linie dargestellt.



**Abb. 4.21:** Manuelle Vermessung des lateralen Volumens. Der ermittelte Winkel in der Frontalebene betrug 80,26°.



**Abb. 4.22:** Vermessung des lateralen Volumens mit dem MainVector-Modul nach Segmentation der Spongiosa. Der ermittelte Winkel in der Frontalebene betrug 82,6°.



**Abb. 4.23:** Manuelle Vermessung des medialen Volumens. Der ermittelte Winkel in der Frontalebene betrug 97,2°.



**Abb. 4.24:** Vermessung des medialen Volumens mit dem MainVector-Modul nach Segmentation der Spongiosa. Der ermittelte Winkel in der Frontalebene betrug 97,91°.

**Tabelle 4.5:** Messergebnisse der manuellen Vermessung und der Anwendung des Computeralgorithmus bei den Volumina

	Messung lateral/frontal	Messung lateral/sagittal	Messung medial/frontal	Messung medial/sagittal
Mittelwert manuell [°]	80,53	91,6	97,12	84,06
Mittelwert Algorithmus [°]	82,6	95,32	97,91	85,63
Differenz [°]	2,07	3,72	0,79	1,57

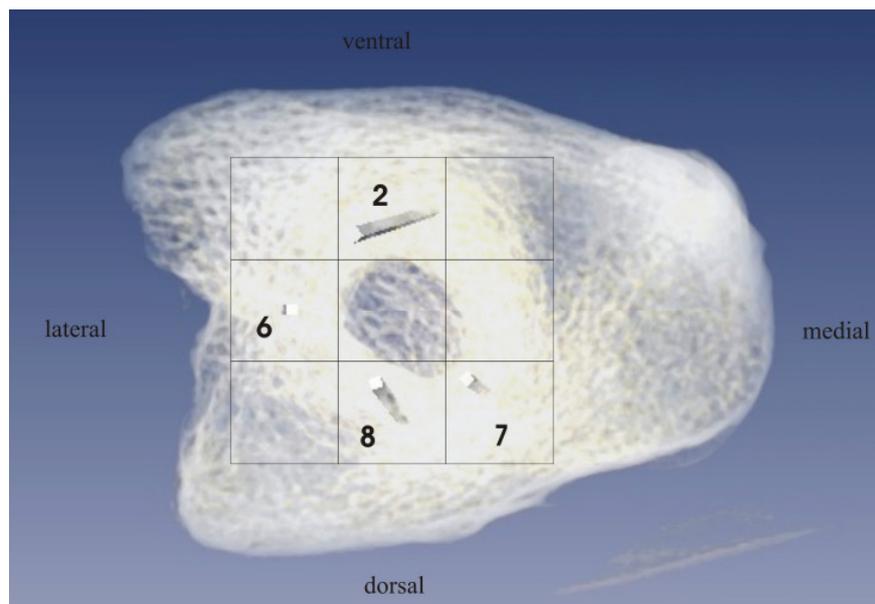
Die mit dem Computeralgorithmus ermittelten Winkel der in den gewählten Volumina liegenden Trabekel wichen minimal um 0,79°, maximal um 3,72° von den manuell ermittelten Winkeln ab.

#### 4.4.2 Ergebnisse der Anwendung des Computeralgorithmus (MainVector-Modul)

Tabelle 4.6 zeigt die mit dem Computeralgorithmus berechneten Winkel der Vektoren für die Quadranten 1 bis 9 der beiden Tibiae. Die Abbildungen 4.25 bis 4.29 zeigen die mit dem Computerprogramm Amira rekonstruierten Tibiae in verschiedenen Ansichten. Die mit dem MainVector-Modul berechneten Vektoren der Quadranten-Volumina, in denen die Haupttrabekel verlaufen, sind als Balken dargestellt.

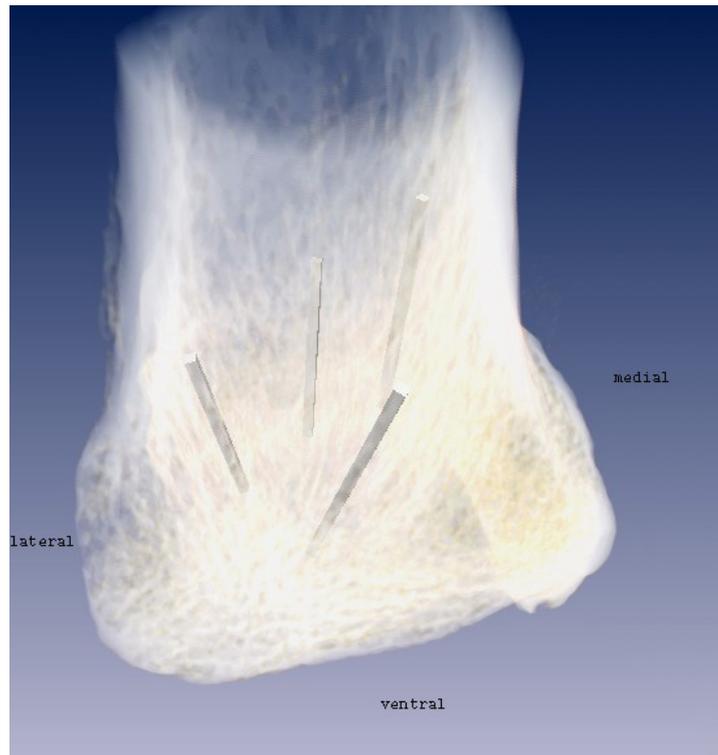
**Tabelle 4.6:** Mit dem Computeralgorithmus ermittelte Winkel für die Quadranten 1 bis 9 der Tibiae 145 links und 145 rechts

	145 links	145 rechts	145 links	145 rechts
Quadrant	$\varphi_x$ [°]	$\varphi_y$ [°]	$\varphi_x$ [°]	$\varphi_y$ [°]
1	-81,3	-75,6	87,7	90
2	-83,4	-77,5	-83,8	-80,9
3	88,9	90	-81,1	-81
4	-83,8	-78,5	83,4	81
5	-84,3	-79	83,8	82
6	81	90	81	90
7	-83,8	-83,8	81,7	83,4
8	86	-85,2	81,6	75,4
9	89,4	86,7	81	81,7

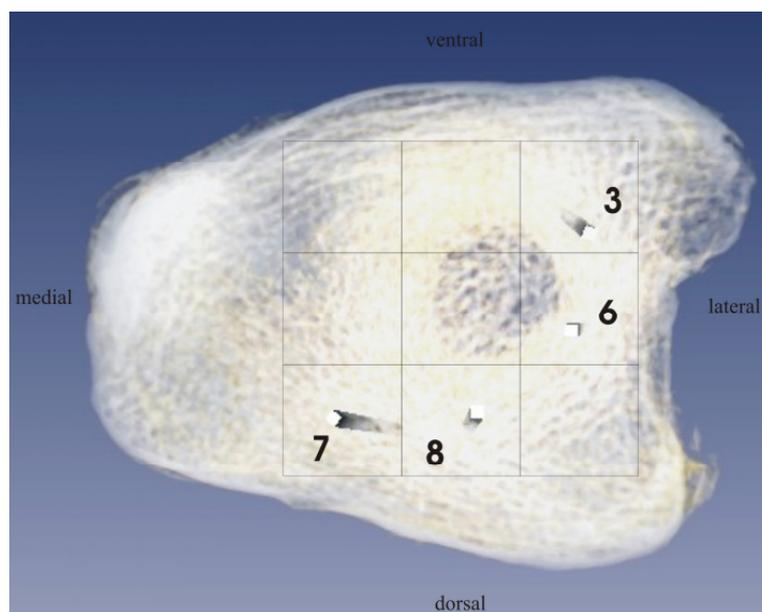


**Abb. 4.25:** Tibia 145 rechts, Ansicht von distal.

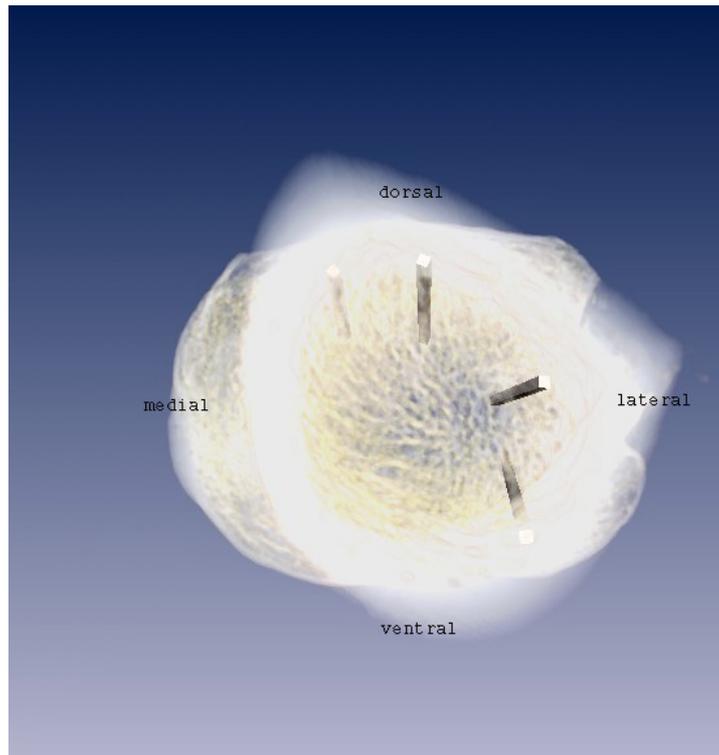
Wie in der Auswertung der CT-Aufnahmen ermittelt, verlaufen die Haupttrabekel in den Quadranten 2, 6, 7 und 8. Analog dazu sind die mit Amira ermittelten Vektoren als Balken dargestellt. Die Basis der Vektoren projiziert sich hier auf die Grundebene.



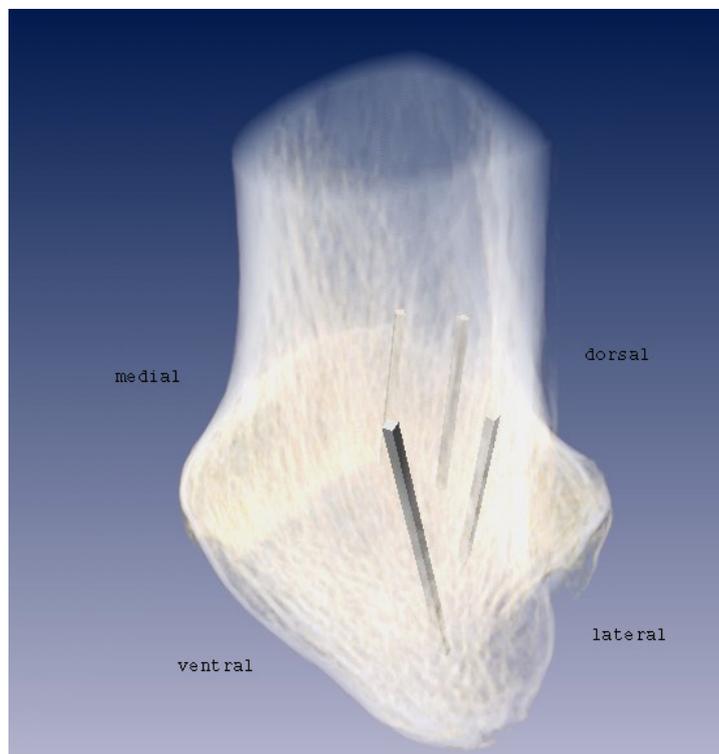
**Abb. 4.26:** Tibia 145 rechts, Ansicht von schräg-proximal.  
Die Vektoren der Quadranten 2, 6, 7 und 8 sind als Balken dargestellt.



**Abb. 4.27:** Tibia 145 links, Ansicht von distal.  
Wie in der Auswertung der CT-Aufnahmen ermittelt, verlaufen die Haupttrabekel in den Quadranten 3, 6, 7 und 8. Analog dazu sind die mit Amira ermittelten Vektoren als Balken dargestellt. Die Basis der Vektoren projiziert sich hier auf die Grundebene.



**Abb. 4.28:** Tibia 145 links, Ansicht von proximal.  
Die Vektoren der Quadranten 3, 6, 7 und 8 sind als Balken dargestellt.



**Abb. 4.29:** Tibia 145 links, Ansicht von schräg proximal.  
Die Vektoren der Quadranten 3, 6, 7 und 8 sind als Balken dargestellt.

#### 4.4.3 Vergleich Ergebnisse Computeralgorithmus – manuelle Winkelbestimmung

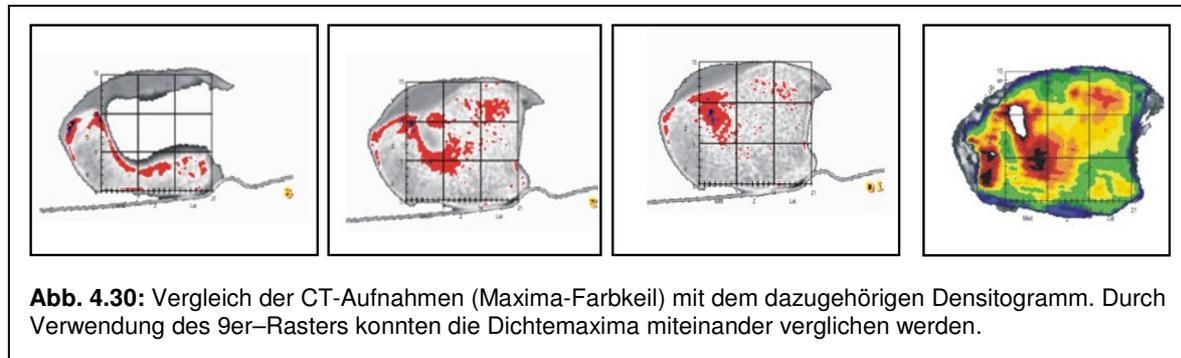
Tabelle 4.7 zeigt den Vergleich der Messergebnisse der manuellen Auswertung der CT-Aufnahmen und der Anwendung des Computeralgorithmus (MainVector-Modul). Die Differenzen von manueller Vermessung und Anwendung des Computeralgorithmus (MainVector-Modul) liegen zwischen  $0,3^\circ$  und  $15,4^\circ$ .

**Tabelle 4.7:** Messergebnisse manuelle Vermessung der Haupttrabekel-Vermessung mit Amira

Tibia Nr.	Quadrant	$\varphi_x$ manuell [°]	$\varphi_x$ Algorithmus [°]	Differenz [°]	$\varphi_y$ manuell [°]	$\varphi_y$ Algorithmus [°]	Differenz [°]
<b>145 rechts</b>	3	102	102,5	0,3	96	104,5	8,5
	6	77	90	0,3	90	90	0
	7	90	84	6	80,2	83,4	3,2
	8	96	93,5	2,5	77,8	75,4	2,4
<b>145 links</b>	3	101,7	88,9	12,8	97,8	98,9	1,1
	6	105,4	99	15,4	86,9	90	3,1
	7	86,5	86,7	0,2	83	81,7	1,3
	8	86,9	86	0,9	81,5	81	0,5

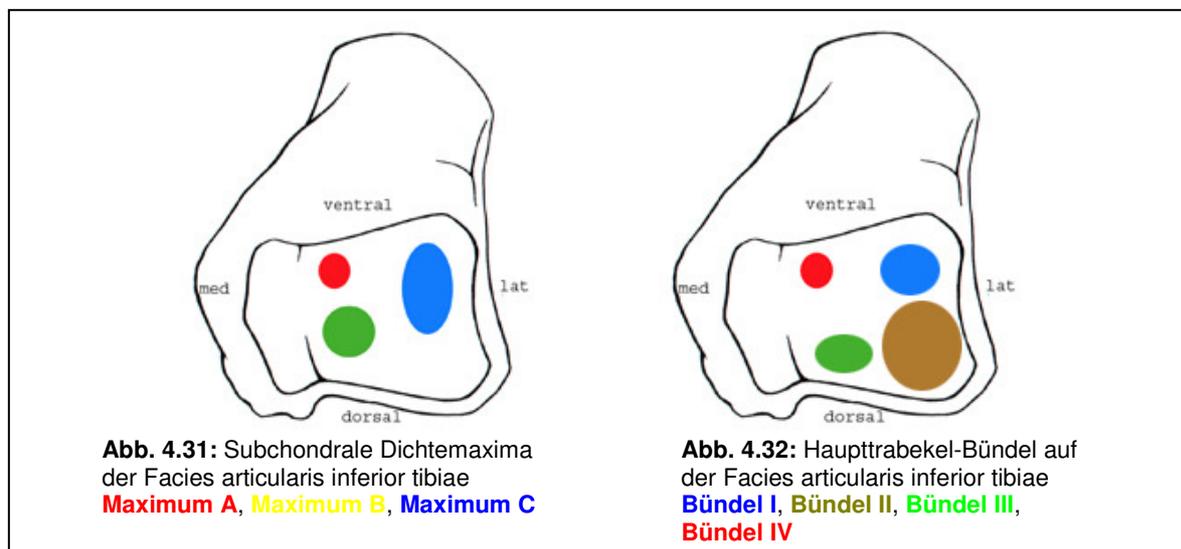
#### 4.5 Vergleich Densitogramme - CT-Aufnahmen

Um festzustellen, ob die Dichtemaxima im subchondralen Knochen den Ursprüngen der Haupttrabekel entsprechen, wurden die axialen CT-Aufnahmen (Maxima-Farbkeil) auf Höhe der Gelenkfläche wie die Densitogramme mit einem 9er-Raster belegt. Abbildung 4.30 zeigt den Vergleich der CT-Aufnahmen mit dem dazugehörigen Densitogramm.



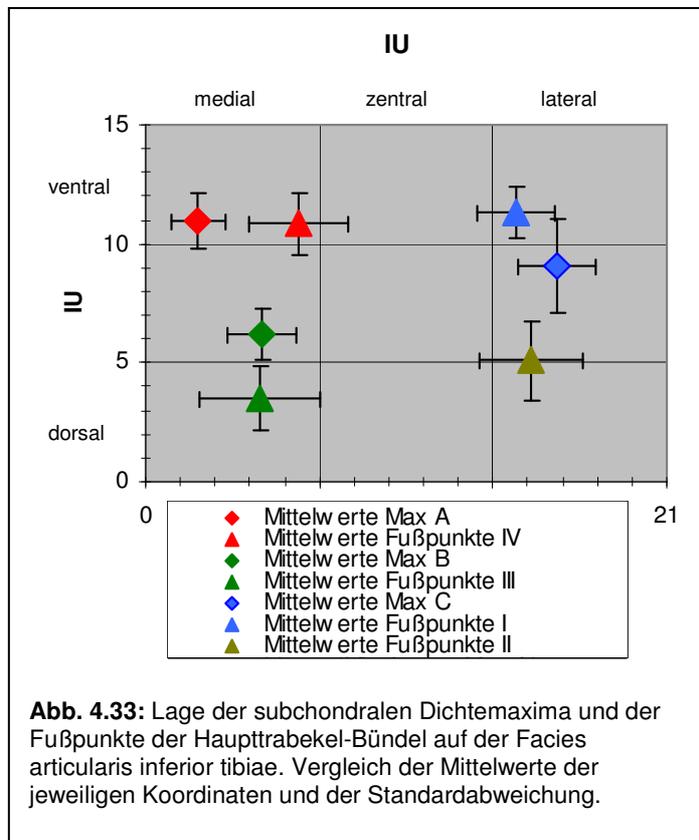
Bei allen CT-Schnitten zeigten sich Dichtemaxima bzw. dichte Spongiosabereiche an den den Dichtemaxima der Densitogramme entsprechenden Stellen. Allerdings ließen sich die Maxima nicht in einem einzigen CT-Schnitt darstellen, sondern waren auf den einzelnen CT-Schnitten ab dem Schnitt, der erstmals die ungefähren Umrisse der Gelenkfläche darstellte, bis zu dem Schnitt, der die Gelenkfläche vollständig traf, zu erkennen.

In Punkt 4.3.2 wurden vier Haupttrabekel-Bündel definiert und deren Fußpunkte festgelegt. Dazu wurden wieder die CT-Schnitte verwendet, allerdings unter Gebrauch eines anderen Farbkeils. Bei diesem Farbkeil konnten die Dichtemaxima auf der Gelenkfläche nicht eindeutig unterschieden werden. Deshalb befinden sich die Fußpunkte im ersten proximal der Gelenkfläche gelegene CT-Schnitt, welcher eindeutig eine Einteilung in verschiedene Haupttrabekel-Bündel/Dichtemaxima erlaubt. Die Abbildungen 4.31 und 4.32 zeigen skizzenhaft die Lage der subchondralen Dichtemaxima bzw. der Fußpunkte der Haupttrabekel-Bündel.



Maximum A entsprach nach der Lage auf der Facies articularis inferior tibiae Bündel IV, Maximum B entsprach Bündel III und Maximum C entsprach Bündel I. Als neu aufgetretener Haupttrabekelbereich zeigte sich Bündel II, das dorsozentral/dorsolateral auf der Facies

articularis inferior tibiae lag. Abbildung 4.33 zeigt die Mittelwerte der Koordinaten der Dichtemaxima und der Fußpunkte der Haupttrabekel-Bündel. Die Entfernung der jeweiligen Punkte voneinander betrug ca. 1-3 IU. Anhand des Diagramms erkennt man, dass sich die Fußpunkte bereits näher an der Kortikalis befinden als die Dichtemaxima



**Abb. 4.33:** Lage der subchondralen Dichtemaxima und der Fußpunkte der Haupttrabekel-Bündel auf der Facies articularis inferior tibiae. Vergleich der Mittelwerte der jeweiligen Koordinaten und der Standardabweichung.

## 5 Diskussion

### 5.1 Das Untersuchungsgut

Die für die Untersuchungen verwendeten Präparate wurden zufällig aus dem Präpariergut des Präparierkurses der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München ausgewählt. Das Durchschnittsalter der Verstorbenen lag bei 82,6 Jahren ( $\pm 8,5$  Jahre).

Im Laufe des Lebens kommt es zu einer Veränderung der Gelenkgeometrie, die mit einer Zunahme der Kongruität der Gelenkflächen assoziiert ist (Bullough 1973). Als Folge könnte man auch eine Änderung in der Verteilung der einwirkenden Belastung und der Größe des lokalen Stresses erwarten (Bullough 1981). Die Altersspannbreite der Verstorbenen von 70 bis 93 Jahren könnte aus diesem Grund wahrscheinlich zu sichtbaren interindividuellen Unterschieden der subchondralen Mineralisationsverteilung, Mineralisationshöhe und der Spongiosaarchitektur beitragen.

Da in dieser Arbeit jedoch keine Messungen der Kalziumverteilung und des Kalziumgehalts der subchondralen Knochenplatte durchgeführt wurden, kann die Einflussnahme des Alters der Verstorbenen auf die Höhe der Knochenmineralisierung nicht nachgewiesen werden. Da sich die Trabekel trajektorieell, d.h. entlang der hauptsächlichen Belastungslinien anordnen, könnten veränderte Beanspruchungen, z.B. in Form eines Genu valgum/varum, zu unterschiedlich ausgeprägten Trabekelverläufen führen. Über derartige Befunde oder Merkmale, die die Gelenkmechanik beeinflussen könnten, können keine Angaben gemacht werden. Lediglich bei einem Individuum ist eine Oberschenkelamputation rechts bekannt. Es gibt jedoch keine Informationen, ob eine Prothese getragen wurde und man von einer unphysiologischen Belastung ausgehen kann, die sich auf die Verteilung der subchondralen Mineralisation auswirken könnte.

Laut Thermann (2002) ist der ideale Patient für eine Sprunggelenksendoprothese eine ältere Person mit moderatem Aktivitätslevel, guten Knochen, normalem vaskulären Status ohne Immunsuppression und einer normalen Rückfußachse. Das Alter der in dieser Arbeit untersuchten Individuen lag im höheren Lebensalter. Die Präparate waren jedoch bereits im Bestand der Anatomischen Anstalt vorhanden und konnten beliebig bearbeitet werden. Auch eine Zerschneidung der Präparate wäre, im Gegensatz zur Untersuchung eines lebenden Patientengutes, möglich gewesen. Die an den Präparaten erarbeiteten Methoden können nun an einem jüngeren Patientengut angewandt und die erhobenen Ergebnisse weiter untersucht werden.

## 5.2 Diskussion der Methode

### 5.2.1 Fehlerquellen bei der Erstellung der CT-Datensätze, „Partial Volume Effect“

Während des Scanvorgangs berechnet das CT-Gerät für jedes Voxel einen Dichtewert. Liegen in einem Voxel unterschiedliche Dichtebereiche, wird ein Mittelwert berechnet und dem gesamten Voxel zugeordnet. Dieses als „Partial Volume Effect“ (Teilvolumeneffekt) bezeichnete Phänomen kann vor allem bei sehr kleinen Strukturen oder Strukturen mit sehr großen Dichteunterschieden innerhalb eines Voxels zu starken Beeinträchtigungen des Ergebnisses führen.

Durch die in dieser Arbeit verwendete, relativ geringe Schichtdicke von 2 mm konnte der „Partial Volume Effect“ reduziert werden. Durch eine möglichst senkrechte Ausrichtung der Gelenkfläche zur Filmebene können tangentielle Schnitte durch Gebiete mit großen Dichteunterschieden vermieden werden. Des Weiteren wird durch Verwendung der „Maximum Intensity Projection“, bei der die höchsten Dichtewerte innerhalb der subchondralen Knochenplatte an die Oberfläche projiziert werden, der „Partial Volume Effect“ vernachlässigbar klein.

### 5.2.2 CT-OAM und Auswertung der Densitogramme

Mit der von Müller-Gerbl et al. entwickelten Methode der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) kann die Mineralisationsverteilung des subchondralen Knochens nicht-invasiv und *in vivo* untersucht und dargestellt werden (Müller-Gerbl et al. 1989). Im Gegensatz zur bisher angewandten Methode der Röntgendensitometrie ist keine Zerschneidung des Knochens und Freipräparation des subchondralen Knochens nötig, es genügt die Anfertigung konventioneller CT-Aufnahmen der zu untersuchenden Strukturen. Eine eventuelle Schädigung der zu untersuchenden Strukturen bei der Freipräparation kann somit umgangen werden.

Eine vergleichende Anwendung von Röntgendensitometrie und CT-OAM zeigte übereinstimmende Ergebnisse (Müller-Gerbl et al. 1990a). Die durchgeführten Untersuchungen konnten zeigen, dass die Verteilung der Hounsfield-Dichte im subchondralen Knochen die Mineralisierung repräsentiert (Müller-Gerbl 1998).

Die Untersuchung von Mineralisationsverteilungen beschränkt sich aufgrund der Nicht-Invasivität der CT-OAM nicht mehr auf anatomische Präparate, die einen Endzustand darstellen. Vielmehr bietet sich nun die Möglichkeit, dynamische Vorgänge und Zustandsänderungen zu verfolgen und darzustellen.

Im klinischen Alltag könnte die CT-OAM die Verlaufskontrolle unterstützen, wobei jedoch die damit verbundene Strahlenbelastung bedacht werden muss.

Bei der Erstellung und Auswertung der Densitogramme vorkommende Fehlerquellen müssen ebenfalls in Betracht gezogen und diskutiert werden.

Während des Editiervorgangs schneidet der Untersucher aus jeder CT-Aufnahme manuell den Bereich der subchondralen Knochenplatte der Facies articularis inferior tibiae heraus. Dabei wurde so exakt wie möglich dieser Bereich herausgeschnitten. Das zur Auswertung der Densitogramme verwendete Raster wurde so exakt wie möglich an den jeweils äußersten medialen, lateralen, ventralen und dorsalen Punkt der Facies articularis inferior tibiae angelegt. Die Gelenkflächengrenzen wurden an den Präparaten überprüft, somit konnte die Streuung der Koordinaten der Maxima möglichst gering gehalten werden.

### 5.2.3 Styropormodelle

Die Spongiosaarchitektur der distalen Tibia wurde schon von einigen Autoren untersucht oder beschrieben (Takechi et al. 1982; Fiala und Hert 1993; Müller-Gerbl und Putz 1990b). Sie beschrieben den Spongiosaverlauf zweidimensional, basierend auf Röntgenkontakt- oder Mikroradiographieaufnahmen zersägter Knochenpräparate. In dieser Arbeit wurde der Trabekelverlauf erstmals dreidimensional dargestellt und vor allem der Verlauf der Haupttrabekel, d.h. der dichtesten Spongiosabereiche, untersucht. Die dabei angewandten Untersuchungsmethoden basieren alle auf CT-Aufnahmen der zu untersuchenden Strukturen. Durch die Nicht-Invasivität der CT-Aufnahmen können die zu untersuchenden Strukturen im Gegensatz zum Zersägen geschont werden. Durch Anpassung der CT-Einstellung können die knöchernen Strukturen sehr genau herausgearbeitet werden.

1969 hatten Amstutz und Sissons - laut Odgaard (1997) als erste - die Spongiosa eines Wirbelkörpers dreidimensional, durch Anfertigung von Plastikmodellen, rekonstruiert. Anhand ihrer Modelle beschrieben sie den Aufbau der Spongiosa und quantifizierten die Oberflächendichte.

Die in dieser Arbeit angefertigten Styropormodelle der Tibiae sollten nicht zur Darstellung der Mikroarchitektur der Spongiosa dienen, sondern den Verlauf der subartikulären Haupttrabekel dreidimensional darstellen. Dazu wurden die in jedem axialen CT-Bild mit dem Farbkeil angefärbten, dichten Bereiche der Spongiosa auf Styropor übertragen und übereinander geklebt. Die Anfertigung der Modelle erwies sich als sehr aufwendig und zeitintensiv. Die Modelle zeigten erstmalig eine dreidimensionale Ansicht der Tibiae und waren eine wertvolle Orientierungshilfe bei der weiteren Untersuchung und Darstellung des Verlaufs der Haupttrabekel. Als alleinige Methode zur Darstellung des Verlaufs der Haupttrabekel sind die Modelle jedoch nicht ausreichend, da sie nur eine grobe Darstellung ermöglichen.

### 5.2.4 Auswertung der CT-Aufnahmen

Zur Quantifizierung des Verlaufs der Haupttrabekel wurden dieselben CT-Aufnahmen wie bei der Anfertigung der Styropormodelle verwendet. Durch die Verwendung eines Rasters bzw. Koordinatensystems konnte der Verlauf der Haupttrabekel genauer verfolgt werden als bei den Styropormodellen, nämlich durch ihren Verlauf in den Quadranten des Rasters und durch Berechnung des Verlaufswinkels eines jeden Haupttrabekel-Bündels. Als Fehlerquelle muss hierbei jedoch die Eichung des Rasters bzw. Koordinatensystems am Originaldurchmesser beachtet werden. Die Originaldurchmesser wurden an den Präparaten mit einer Schieblehre an den auf Höhe des am weitesten proximal gelegenen CT-Schnittes gemessen. Um den Messfehler möglichst gering zu halten, wurden an jedem Präparat vier Messungen durchgeführt und Mittelwert und Standardabweichung berechnet. Bei Mittelwerten des Durchmessers zwischen 2,4 cm und 3,7 cm lag die Standardabweichung bei  $\pm 0,05$  cm bis  $\pm 0,2$  cm.

Ein weiterer Faktor, der zur Verfälschung der Ergebnisse beitragen kann, ist die Bestimmung des Mittelpunktes der Haupttrabekelbündel. Dieser wurde subjektiv gewählt, es war jedoch eine Bestimmung auf 0,25 IU möglich.

Wie auch bei den Styropormodellen bereits diskutiert, ändern sich je nach Einstellung des Farbkeils die Durchmesser der Haupttrabekel-Bündel. Für die Anfertigung der Styropormodelle und die Quantifizierung des Verlaufs anhand der axialen CT-Aufnahmen wurden die Farbkeil-Einstellungen so gewählt, dass man den Verlauf gut von distal nach proximal verfolgen kann. Dadurch vergrößert sich natürlich die subjektive Komponente, denn jeder Untersucher wird andere Farbkeil-Einstellungen wählen, bei denen er den Verlauf der Haupttrabekel gut beurteilen kann. Entscheidend ist bei dieser Untersuchung jedoch nicht der Durchmesser der Haupttrabekel-Bereiche, sondern die Hauptrichtung, die sich auch bei unterschiedlichen Farbkeil-Einstellungen nicht ändert.

### 5.2.5 3D-Darstellung mit „Amira 3.1“

Mit der PC-kompatiblen Software „Amira 3.1“ (Fa. TGS) wurde ein vielfältiges Softwaresystem zur 3D-Datenvisualisierung verwendet. Zu den Haupt-Einsatzgebieten gehören unter anderem die Biologie, Medizin und Neurowissenschaften, aber auch in der Physik und Strömungsmechanik findet es seine Anwendung. Im medizinischen Bereich wurde Amira bisher z.B. eingesetzt zur dreidimensionalen Rekonstruktion des menschlichen Mittel- und Innenohrs aus CT-Daten (Tinz 2005), zur OP-Planung (Burgkart et al. 2003) und zur Entwicklung virtueller Trainingsobjekte für Studenten und Ärzte (Riener et al. 2004; Obst et al. 2004). Über eine Anwendung von Amira zur Quantifizierung von Trabekelverläufen konnten bisher keine Informationen ausfindig gemacht werden.

Im Gegensatz zur manuellen Auswertung, bei der axiale CT-Aufnahmen mit einem Schnittabstand von 2 mm verwendet wurden, wurden für die Rekonstruktion mit „Amira 3.1“ axiale CT-Aufnahmen mit einem Schnittabstand von 0,5 mm und einem „Recon Increment“ von 0,2 mm verwendet. Damit verringert sich der durch Interpolation zwischen den einzelnen Schnitten entstehende Fehler. Die feinere Auflösung erschwert jedoch auch die Segmentation, die großen Einfluss auf die Berechnungen des Computeralgorithmus (MainVector-Modul) hat. Nach Einteilung der Spongiosa in definierte Volumina kann der mittlere Verlaufswinkel aller in diesen Volumina befindlichen Trabekel automatisch, durch Anwendung des neu entwickelten Computeralgorithmus (MainVector-Modul), berechnet werden. Dies erweist sich als genauere Vermessung der Trabekel als bei der manuellen Auswertung CT-Aufnahmen, bei denen der Fußpunkt und Kopfpunkt jeden Haupttrabekel-Bündels manuell und subjektiv festgelegt wurde. Die Einteilung der neun Quadranten bzw. Volumina erfolgte durch Orientierung an anatomischen Kennpunkten an den dreidimensional rekonstruierten Tibiae. Als weitere Fehlerquelle bei dieser Methode muss der Segmentationsvorgang genannt werden, der, wie auch bei der manuellen Auswertung, stark untersucherabhängig ist.

Diese Methodik zur Quantifizierung des Verlaufs der Haupttrabekel wurde bisher noch nicht angewendet. Um die Aussagekraft und Aussagerichtigkeit des Computeralgorithmus zu überprüfen, wurden unterschiedliche Messungen durchgeführt. Dazu wurden die Verlaufswinkel von Trabekeln innerhalb definierter Volumina manuell und mit dem Computeralgorithmus berechnet. Bei der manuellen Vermessung wurden Messlinien gesetzt, die subjektiv der Hauptrichtung der einzelnen Trabekel entsprechen. Die subjektive Komponente bei dieser Vermessung muss als Fehlerquelle berücksichtigt werden. Auch konnten bei der manuellen Vermessung, im Gegensatz zur Anwendung des Computeralgorithmus, nicht alle Trabekel innerhalb des Volumens nachgemessen werden. Querverbindungen zwischen den Trabekeln mussten ebenfalls vernachlässigt werden. Somit wurde bei der Anwendung des Computeralgorithmus mehr Information zur Berechnung der Verlaufswinkel verwendet, was zu Differenzen zwischen manueller Vermessung und Vermessung mit dem Computeralgorithmus führen könnte.

### 5.3 Diskussion der Ergebnisse

#### 5.3.1 Mineralisationsverteilung auf der *Facies articularis inferior tibiae*

Am häufigsten fand sich eine bizentrische Mineralisationsverteilung auf der *Facies articularis inferior tibiae* mit einem medialen und einem lateralen Dichtemaximum. Das mediale Dichtemaximum (Maximum B) lag am Übergang zur *Facies articularis malleoli tibiae*, das laterale Dichtemaximum (Maximum C) fand sich meist im vorderen lateralen Bereich der *Facies articularis inferior tibiae*.

Diese Ergebnisse stimmen mit denen von Müller-Gerbl und Putz (1990b; 1991) und Müller-Gerbl (2001) überein. Dass das mediale Maximum meist dichter ist als das laterale Maximum, könnte laut Müller-Gerbl (2001) darauf zurückzuführen sein, dass der mediale Bandapparat wesentlich stärker beansprucht wird als der laterale. Ein bei 14 Tibiae vorkommendes zweites mediales Dichtemaximum (Maximum A) muss kritisch beurteilt werden, da es meist am Rand der Gelenkfläche lag und oft schon in die ventrale Kortikalis reichte. Zusätzlich ist es meist kleiner als das Maximum B und somit für die Verankerung z.B. einer Spongiaschraube oder OSG-Prothese eher nicht in Betracht zu ziehen.

Laut Müller-Gerbl (2001) kommt es durch eine Anpassung an die Art der Beanspruchung - Biegebeanspruchung überlagert von einer Druckbeanspruchung - und durch die geometrische Form der Gelenkkörper dazu, dass die am höchsten beanspruchten Zonen in den seitlichen Bereichen der *Facies articularis inferior tibiae* liegen. Der zentrale Bereich wird hingegen weniger beansprucht.

Goodfellow und Bullough (1967) sind der Auffassung, dass ein bizentrisches Verteilungsmuster durch eine Inkongruenz der artikulierenden Gelenkpartner bedingt sein könnte. Bullough (1981) stellte die Theorie auf, dass diese physiologische Inkongruenz eine optimale Spannungsverteilung in den Gelenkflächen, günstige nutritive Bedingungen für den Knorpel und eine größtmögliche Gelenkstabilität garantiert. Für das Acetabulum des Hüftgelenks konnte Bullough (1973) zeigen, dass die Inkongruenz mit zunehmendem Alter abnimmt. Dementsprechend fanden sich in Studien über die Kontaktflächen beim jüngeren Menschen die Kontaktzonen im vorderen und hinteren Pfannenbereich, bei älteren Menschen dagegen zentral. Wynarsky und Greenwald (1983) konnten in ihrem mathematischen Modell des Sprunggelenks zeigen, dass bei geringer Belastung zwei voneinander getrennte Kontaktbereiche medial und lateral der Talusrolle bestehen. Bei zunehmender Belastung fließen diese Kontaktbereiche zu einem zusammen.

Die in dieser Arbeit untersuchten Tibiae stammten von Individuen im Alter von 70 bis 93 Jahren, es zeigte sich hier bei 78,9 % aber eine bizentrische Mineralisationsverteilung mit medialem und lateralem Dichtemaximum. Bei 3 Tibiae (15,8 %) zeigte sich noch ein zusätzliches, zentrales Dichtemaximum. Dessen Ausbildung könnte eventuell als Ausdruck der zunehmenden Kongruität gesehen werden. Nur bei einer Tibia fand sich ein

monozentrisches Verteilungsmuster mit nur einem medialen Dichtemaximum. Dieser geringe Anteil entspricht den Aussagen von Müller-Gerbl (2001).

Diese Ergebnisse zeigen, dass im oberen Sprunggelenk auch im Alter das bizenrische Mineralisationsmuster am häufigsten vorliegt. Daraus könnte man folgern, dass es mit zunehmendem Alter nicht zu einer Verlagerung der Kontaktflächen von den seitlichen Gelenkflächenanteilen ins Zentrum kommt, wie es z.B. beim Acetabulum des Hüftgelenks oder der Cavitas glenoidalis der Fall ist (Bullough 1973; Müller-Gerbl und Putz 1993). Demzufolge bliebe die physiologische Inkongruenz der Gelenkflächen auch im Alter bestehen.

Der Vergleich der Tibia-Paare (Rechts-Links-Vergleich) zeigte, dass sich die Lage der Dichtemaxima nur geringfügig unterscheidet. Die Lage der Maxima ändert sich also nicht mit der Seite, von einer stärkeren Beanspruchung eines Fußes ist wahrscheinlich nicht auszugehen. Der Operateur könnte somit bei einer Versorgung beider Sprunggelenke mit einer Sprunggelenksendoprothese sich auf die Untersuchung einer Facies articularis inferior tibiae beschränken.

### **5.3.2 Reproduzierbarkeit der CT-OAM und der Auswertungsmethode**

Die sieben Densitogramme zeigten nur geringfügige Unterschiede in der Ausdehnung und Dichte der subchondralen Dichtemaxima. Diese Unterschiede könnten sich dadurch erklären lassen, dass der Editier-Vorgang stark untersucherabhängig ist und mit steigender Erfahrung die Genauigkeit bei der Segmentierung zunimmt. Die Abweichungen waren so gering, dass sich die CT-OAM als reproduzierbare und zuverlässige Methode beweist.

### **5.3.3 Verlauf der subartikulären Haupttrabekel**

Bei der endoprothetischen Versorgung des Sprunggelenks kommt es auffallend häufig zur aseptischen Lockerung der tibialen Komponente (Stauffer und Segal 1981; Kaukonen und Raunio 1983; Aitken et al. 1985). Untersuchungen von Hvid et al. zeigten, dass der tibiale Knochen ungefähr 40 % weicher ist als der talare Knochen (Hvid et al. 1985). Hvid folgerte aus seinen Ergebnissen, dass besonders die tibiale Gelenkfläche zu schwach sei, um die durch die derzeitigen Prothesendesigns erzeugten Belastungen zu unterstützen. Bei den neuesten Prothesenmodellen wird die tibiale Komponente im subchondralen Knochen verankert, meist auch in den Bereichen, in denen die subchondralen Dichtemaxima liegen. Die Verankerung erfolgt jedoch oft nicht entlang der Trabekel. Pauwels konnte für den Femur mit Hilfe der Spannungsoptik zeigen, dass die Trabekel genau in Richtung der Spannungstrajektorien verlaufen. Anhand von Isochromatenbildern konnte er zusätzlich nachweisen, dass die Spongiosadichte den auftretenden Spannungsgrößen proportional ist

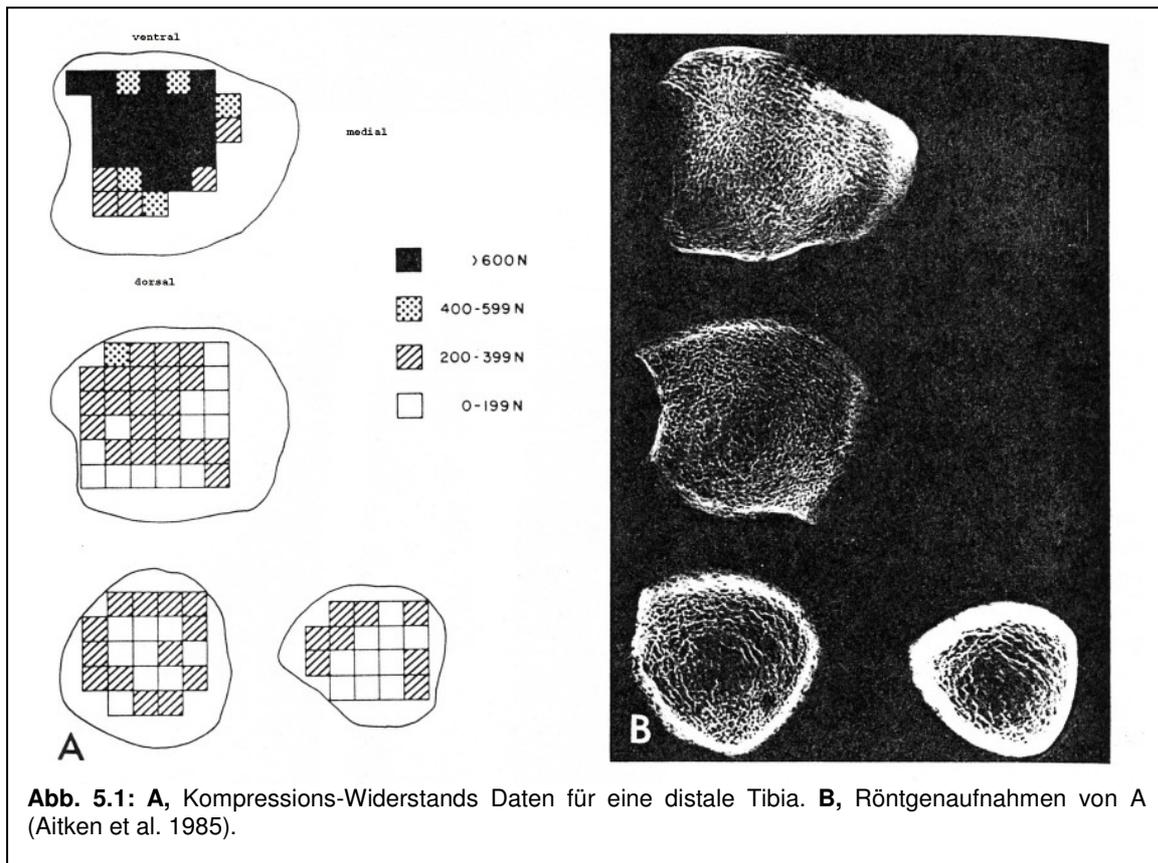
(Pauwels 1955). Auch andere Autoren beschreiben, dass die Orientierung der Trabekel den Verlauf der Belastung wiedergibt: die Hauptbelastungsrichtungen folgen wenig dichten Trajektorien entsprechend geringem Stress, die sehr dichten Trajektorien folgen großem Stress, normalerweise Druck-Stress (Lanyon 1974; Currey 1986; Turner 1992).

Eine Berücksichtigung des Verlaufs der dichtesten Trabekel und somit eine Anpassung an die natürliche Struktur des Knochens könnte einen positiven Einfluss auf die Lockerungsproblematik haben. Aus diesem Grund wurde in dieser Arbeit der Verlauf der dichtesten Trabekel (Haupttrabekel) in Zusammenhang mit der subchondralen Mineralisationsverteilung der distalen Tibia untersucht.

Die Styropormodelle zeigen, dass die Haupttrabekel von unten-zentral in zwei Bereichen, nämlich ausgehend von dorsomedial und ventrolateral, schräg nach medial-außen bzw. lateral-außen zur Kortikalis ziehen. Im zentralen Bereich sind, je weiter man nach proximal kommt, keine Haupttrabekel mehr zu erkennen, d.h. dass im zentralen Bereich keine oder nur wenig dichte Spongiosa vorhanden ist. Die letzte Aussage deckt sich mit dem von Bharihoke und Prakash (1991) angegebenen Verlauf der Neutralachse. Diese neigt sich vom zentralen Bereich der *Facies articularis inferior tibiae* nach posterolateral (siehe Abb. 2.9).

Bei zwei Tibia-Paaren zeigte sich proximal wieder eine Zunahme der Spongiosa im zentralen Bereich, der Verlauf der Haupttrabekel entsprach aber dem der restlichen 15 Tibiae. Dies könnte auf eventuelle osteoporotische Veränderungen im distalen Bereich zurückzuführen sein. Diese Veränderungen könnten zu einer ungeeigneten Einstellung des Farbkeils geführt haben. Zu einem Tibia-Paar liegen keine Angaben vor, das andere Tibia-Paar stammte von einem weiblichen Individuum, das den geringsten Body-Mass-Index (12,49) von allen aufwies.

Aitken et al. (1985) untersuchten den Kompressions-Widerstand des tibialen, spongiösen Knochens. Abbildung 5.1 (Seite 62) zeigt die Ergebnisse des von Aitken et al. durchgeführten Versuches. In Bild A ist der Verlauf des Druckwiderstands einer Tibia von distal nach proximal dargestellt, Bild B zeigt die Röntgenaufnahmen der Versuchspräparate. Man erkennt eine Abnahme des Druckwiderstands von distal nach proximal und eine Verlagerung von zentral nach ventrolateral und dorsomedial/dorsozentral. Die zusätzliche Erkenntnis Aitkens, dass der Druckwiderstand eines Schnittes zu seiner Röntgen-durchlässigkeit korrespondiert, untermauert den in dieser Arbeit festgestellten Verlauf der Haupttrabekel.



**Abb. 5.1:** **A**, Kompressions-Widerstands Daten für eine distale Tibia. **B**, Röntgenaufnahmen von A (Aitken et al. 1985).

Bei der Auswertung der CT-Aufnahmen wurden die Quadranten, in denen die Haupttrabekel verlaufen, und deren Neigungswinkel bestimmt. Damit werden dem Operateur zwei wichtige Informationen z.B. zur Verankerung einer OSG-Prothese oder von Spongiosaschrauben geliefert.

Bei der gewählten Farbkeileinstellung waren 2 bis 4 mm über der Gelenkfläche vier Haupttrabekel-Bündel (I, II, III und IV) sichtbar. Diese vier Bündel bilden sich nach Spaltung der Haupttrabekel, die aus den Bereichen der subchondralen Dichtemaxima entspringen (siehe Punkt 4.5). Zwei bzw. drei Mal waren zwei zusätzliche Bündel erkennbar (V und VI), da sie jedoch nur so selten und von geringer Ausprägung waren, sollten sie für die Verankerung von Spongiosaschrauben oder einer OSG-Prothese nicht berücksichtigt werden. Beim Vergleich mit den Styropormodellen wird deutlich, dass die Bündel I und III, das ventrolaterale und das dorsomediale, am stärksten sind und am längsten nach proximal ziehen, bevor sie sich der Kortikalis anlegen. Auch zeigte sich Bündel III konstant bei allen untersuchten Tibiae. Die Auswertung der axialen CT-Schnitte zeigte noch ein zusätzliches Haupttrabekel-Bündel (Bündel II) bei 94,4 % der untersuchten Tibiae, das vom lateralen Dichtebereich schräg nach dorsozentral/dorsolateral zieht. Da es sehr nah an Bündel I liegt, konnte es bei der Erstellung der Styropormodelle nicht genau von den anderen Bündeln abgegrenzt werden. Die Einordnung dieses Trabekelbündels als Haupttrabekelbündel deckt sich jedoch auch mit den Erkenntnissen Aitkens (1985, siehe Abb. 5.1). Da es jedoch

geringer und im Durchschnitt kürzer ausgeprägt war als die anderen Bündel, muss auch seine Verwendung als Verankerungspunkt kritisch betrachtet werden.

Der Verlauf der Haupttrabekel innerhalb eines kartesischen Koordinatensystems wurde bisher noch nicht untersucht, es finden sich auch keine genauen Winkelangaben. In der Sagittalebene ziehen die Trabekel laut Fiala und Hert (1993) unter einem spitzen Winkel zur Kortikalis. Der in dieser Arbeit berechnete Mittelwert des Winkels  $\varphi_y$  des Bündels I beträgt für die linken Tibiae  $91^\circ$ , für die rechten Tibiae  $90^\circ$ . Für das Bündel III beträgt der Mittelwert  $86,6^\circ$  für die linken Tibiae, für die rechten Tibiae liegt er bei  $91,7^\circ$ .

### 5.3.4 Anwendung von „Amira 3.1“

Zur Plausibilitätsprüfung des Computeralgorithmus (MainVector-Modul) wurden Verlaufswinkel von Trabekeln innerhalb bestimmter Volumina durch manuelle Vermessung und durch Anwendung des Computeralgorithmus berechnet. Die Mittelwerte der mit dem Computeralgorithmus berechneten und der manuell vermessenen Winkel wichen minimal um  $0,57^\circ$ , maximal um  $3,72^\circ$  voneinander ab. Die nur geringe Abweichung der Messwerte zeigt, dass der Computeralgorithmus zur Vermessung der Verlaufswinkel der Trabekel angewendet werden kann.

Die mit dem Computeralgorithmus berechneten Verlaufswinkel wichen minimal um  $0,3^\circ$  maximal um  $15,4^\circ$  von den anhand der CT-Aufnahmen berechneten Winkeln ab. Hierfür ist ein möglicher Grund in der Festlegung der Volumina zu sehen. Diese erfolgt durch Orientierung an anatomischen Kennpunkten, die an der dreidimensional rekonstruierten Tibia genauer zu definieren sind als an einer CT-Aufnahme. Die Berechnungen des Computeralgorithmus werden durch wesentlich mehr Information und eine feinere Auflösung, z.B. Querverstrebungen zwischen den Trabekeln, beeinflusst. Bei der Auswertung der CT-Aufnahmen werden diese vernachlässigt, die Winkel werden durch den Fuß- und Endpunkt des Trabekelbündels definiert. Die Winkeldifferenzen sind noch tolerierbar, eine andere Voluminaeinteilung könnte eventuell zu einer größeren Übereinstimmung führen.

### 5.3.5 Vergleich Densitogramme – CT-Aufnahmen

Der Vergleich der Densitogramme und der 2-mm-CT-Aufnahmen im Maxima-Farbkeil hat gezeigt, dass die Haupttrabekel von den subchondralen Dichtemaxima ausgehen. Kofoed (1999) forderte eine Verankerung der Prothesenkomponenten im festen subchondralen Knochen.

Bei Kenntnis der Lage der subchondralen Dichtemaxima, z.B. durch Projektion eines Rasters auf die intraoperativ eröffnete Facies articularis inferior tibiae, und des räumlichen Verlaufs der Haupttrabekel, kann der Operateur von den subchondralen Dichtemaxima ausgehend

z.B. Schrauben entlang der Hauptbelastungslinien zur Verankerung der Prothesenkomponente einbringen. Des Weiteren könnte das jeweilige Prothesendesign so angepasst werden, dass es dem Verlauf der Haupttrabekel Rechnung trägt.

Wie in Punkt 3.2.4.2 bereits erwähnt, konnten die Verlaufswinkel der Haupttrabekel nicht von der ersten CT-Aufnahme der gesamten Facies articularis inferior tibiae ausgehend berechnet werden, da die gewählte Farbkeileinstellung keine Unterscheidung von Trabekelbündeln zuließ. Der Fußpunkt eines Haupttrabekel-Bündels liegt vielmehr in dem ersten proximal der Gelenkfläche gelegenen CT-Schnitt, welcher eindeutig eine Zuordnung in verschiedene Haupttrabekel erlaubt. Der Vergleich der Lage der subchondralen Dichtemaxima und der Fußpunkte der Haupttrabekel zeigte, dass sich die Dichtebereiche schon 2 bis 4 mm weiter proximal näher zur Kortikalis verlagern. Auch zeigte sich Bündel II, das dorsozentral/dorsolateral zur Kortikalis zieht, erst weiter proximal. Dies ist darauf zurückzuführen, dass von den subchondralen Dichtemaxima ausgehend die Haupttrabekelbündel in zwei Richtungen Y-förmig zur Kortikalis ziehen. Dieser Verlauf lässt sich gut anhand von frontalen und sagittalen Knochenschnitten erkennen. Auch die mit „Amira 3.1“ dreidimensional rekonstruierten Tibiae machen diesen Verlauf sichtbar. Bündel II zeigte sich zwar bei 94,4 % der untersuchten Tibiae, es war jedoch geringer und kürzer ausgeprägt, so dass auch seine Verwendung als Verankerungspunkt kritisch betrachtet werden muss.

Der tatsächliche Fußpunkt eines Haupttrabekels in der Gelenkfläche kann, ausgehend vom gewählten Fußpunkt, durch einfache Extrapolation bestimmt werden, da sowohl die Höhe des maßgeblichen CT-Schnitts über der Gelenkfläche näherungsweise bekannt ist, als auch der Winkel des Haupttrabekels bezüglich der Fußebene.

Die Extrapolation auf die Gelenkfläche ist jedoch nicht zwingend notwendig. Aufgrund der räumlichen Ausdehnung des Bohrloches liegt ein Haupttrabekel-Bündel auch dann noch vollständig in dem Bohrloch, wenn der Winkel des Bohrloches nicht exakt mit dem Winkel des Haupttrabekels übereinstimmt. Dies wird in Abbildung 5.2 weiter erläutert.

Beträgt der Winkel mit welchem das Bohrloch (bzgl. der Grundebene) gebohrt wurde  $\varphi_B$ , bei einer Ausdehnung in Z-Richtung von  $\Delta Z$ , gilt (Gleichung 1):

$$\tan \varphi_B = \Delta Z / x$$

Für ein Haupttrabekel, welches gerade noch in dem Bohrloch liegt, muss bezüglich der X-Richtung gelten (Gleichung 2):

$$\tan \varphi_t = \Delta Z / x - D / 2$$

Für den maximalen Winkel hinsichtlich der X-Richtung (analog für die Y-Richtung), unter welchen ein Haupttrabekel bezüglich der Grundebene verlaufen muss, um gerade noch vollständig in einem Bohrloch zu liegen, ergibt sich (Gleichung 3):

$$\tan \varphi_t = \Delta Z / \tan \varphi_B - D / 2$$

Als Beispiel wird für  $\varphi_B$  ein unwahrscheinlicher minimaler Winkel von  $60^\circ$  gewählt. Unter der Annahme einer herkömmlicherweise verwendeten Schraube mit einem Durchmesser von 6mm und einer Ausdehnung in Z-Richtung von etwa 14 mm ergibt sich ein maximaler Winkel  $\varphi_t$  von etwa  $70^\circ$ . Folglich befindet sich bei einem ungewöhnlich kleinen Winkel des Bohrloches das Haupttrabekel auch dann noch vollständig innerhalb des Bohrloches, wenn der tatsächliche Verlauf des Haupttrabekels um etwa  $10^\circ$  größer ist, als der Winkel, unter welchem das Bohrloch angefertigt wurde. Wie ferner aus Gleichung 3 ersichtlich ist, kann bei größerem Winkel des Bohrloches das Haupttrabekel auch dann noch gerade innerhalb des Bohrloches liegen, wenn der tatsächliche Winkel des Haupttrabekels mehr als  $10^\circ$  von dem Winkel des Bohrloches abweicht. Wird ein Winkel des Haupttrabekels als größer  $70^\circ$  angenommen, ist es sehr wahrscheinlich, dass das Haupttrabekel vollständig innerhalb des Bohrloches verläuft, auch wenn der Operateur beispielsweise den Verlauf des Bohrers bzw. des Bohrloches nicht exakt justieren kann. Insbesondere werden auch Abweichungen, welche aufgrund einer ungenauen Positionierung des Knochens bzw. des Patienten unvermeidbar sind, entsprechend ausgeglichen.

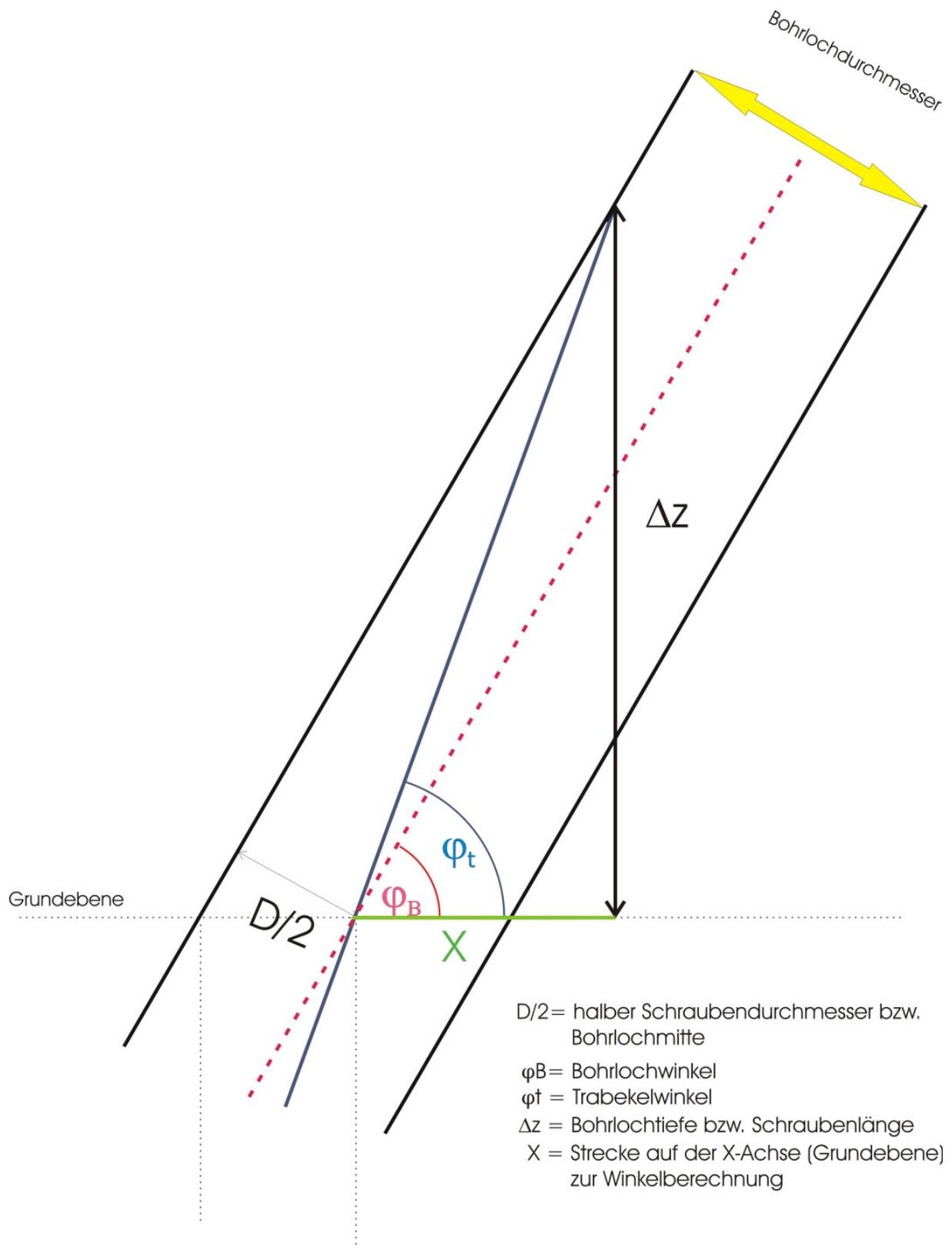


Abb. 5.2: Graphische Darstellung der Bohrwinkel, die noch innerhalb der Haupttrabekel-Bündel liegen.

## 6 Zusammenfassung

Im Gegensatz zur Knie- und Hüftgelenksendoprothetik erweist sich der endoprothetische Ersatz des oberen Sprunggelenks noch nicht als Routineeingriff mit befriedigenden Ergebnissen (Endrich und Terbrüggen 1994; Kofoed 1999; Giannini et al. 2000; Thermann und Saltzmann 2002). Vor allem das frühzeitige Implantatversagen (Waugh 1979; Wynn und Wilde 1992; Conti und Wong 2002), am häufigsten verursacht durch eine aseptische Lockerung der Prothesenkomponenten (Dini und Bassett 1980; Newton 1982; Wynn und Wilde 1992), bedingt negativere Ergebnisse als in der Endoprothetik der größeren Gelenke. Die tibiale Prothesenkomponente scheint dabei häufiger betroffen zu sein als die talare (Stauffer und Segal 1981; Aitken et al. 1985).

Ziel dieser Arbeit war, Mineralisierungsunterschiede im subchondralen Knochen der distalen Tibia genauer zu lokalisieren und den Verlauf der dichtesten subartikulären Trabekel (Haupttrabekel) zu definieren. Im Hinblick auf neue Verankerungsmöglichkeiten der tibialen Prothesenkomponente sollte ein möglicher Zusammenhang zwischen der Lage der subchondralen Dichtemaxima und dem Ursprung und Verlauf der subartikulären Haupttrabekel untersucht werden. Eine Verankerung innerhalb der dichtesten subchondralen Knochenbereiche und der Haupttrabekel, die den Hauptbelastungslinien des Knochens folgen (Lanyon 1974; Currey 1986; Turner 1992), könnte sich positiv auf die Lockerungsproblematik speziell der tibialen Prothesenkomponente auswirken.

Untersucht wurden 19 distale Tibiae von 11 verschiedenen Leichen aus den Präparierkursen der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München.

Die Verteilung der subchondralen Knochendichte der Facies articularis inferior tibiae wurde mit Hilfe der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) bestimmt. Dabei zeigte sich am häufigsten eine bizentrische Mineralisationsverteilung mit einem medialen und einem lateralen Bereich erhöhter Dichte, wobei der mediale Bereich der Facies articularis inferior tibiae stärker mineralisiert war als der laterale. Innerhalb der beiden Dichtebereiche ließen sich vier Dichtemaxima unterscheiden. Bei allen Tibiae zeigte sich ein zentromedial gelegenes Maximum, bei fast 90 % der Tibiae ein laterales Maximum, das am häufigsten den zentrolateralen Bereich der Facies articularis inferior tibiae mit einschloss. Die beiden übrigen Maxima waren deutlich seltener vorhanden und müssen kritisch betrachtet werden, da sie entweder schon in die Kortikalis übergingen oder für die Einbringung von Schrauben zu klein sind. Der Vergleich der Tibia-Paare (Rechts-Links-Vergleich) zeigte, dass sich die Lage der Dichtemaxima nur geringfügig unterscheidet. Die Lage der Maxima ändert sich also nicht mit der Seite, von einer stärkeren Beanspruchung eines Fußes ist wahrscheinlich nicht auszugehen. Der Operateur könnte somit bei einer Versorgung beider Sprunggelenke mit

einer Sprunggelenksendoprothese sich auf die Untersuchung einer Facies articularis inferior tibiae beschränken.

Die Reproduzierbarkeit der CT-OAM und der verwendeten Auswertungsmethoden (Raster, Koordinatensystem) wurde durch wiederholte Messungen an einem einzigen Präparat überprüft. Dabei lag der relative Variationskoeffizient zwischen 0,9 % und 2,9 %. Diese geringen Abweichungen zeigen, dass die CT-OAM reproduzierbare Ergebnisse liefert.

Der Verlauf der subartikulären Haupttrabekel wurde anhand von selbst angefertigten Styropormodellen und einer quantifizierenden Auswertung der dazu verwendeten CT-Aufnahmen der distalen Tibiae dargestellt. Bisherige Erkenntnisse über den Trabekelverlauf beziehen sich auf die gesamte Spongiosa, sind nur zweidimensional dargestellt worden und basieren auf invasiv angefertigten Knochenschnitten (Takechi et al. 1982; Fiala und Hert 1993).

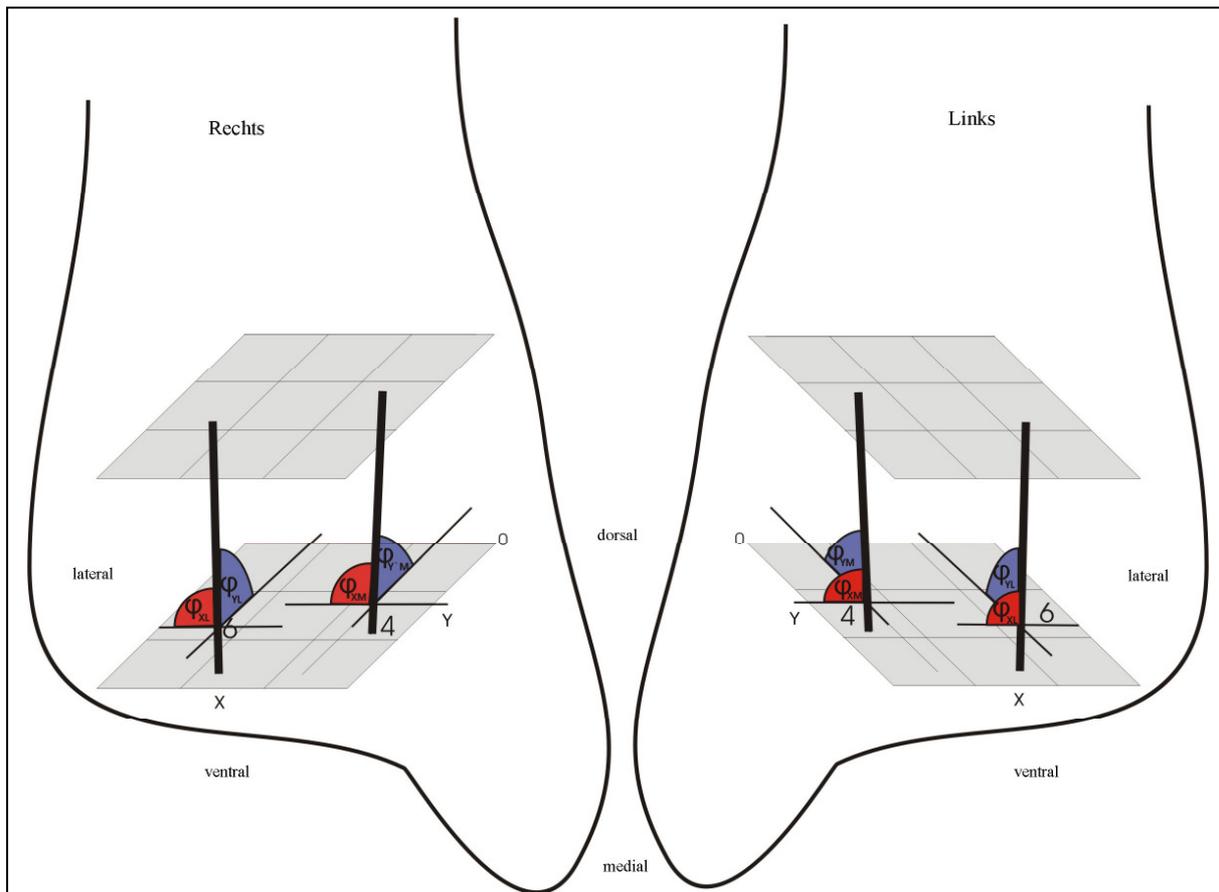
Die Styropormodelle wie auch die Auswertung der CT-Aufnahmen zeigten zwei Haupttrabekel-Bündel, die in dorsomedialer (Rechte Tibiae:  $\varphi_x = 99,5^\circ$ ,  $\varphi_y = 91,7^\circ$ ; Linke Tibiae:  $\varphi_x = 86,8^\circ$ ,  $\varphi_y = 86,6^\circ$ ) und ventrolateraler Richtung (Rechte Tibiae:  $\varphi_x = 90^\circ$ ,  $\varphi_y = 94,5^\circ$ ; Linke Tibiae:  $\varphi_x = 90,6^\circ$ ,  $\varphi_y = 91^\circ$ ) von der distalen Gelenkfläche zur Kortikalis ziehen. Ein drittes Haupttrabekel-Bündel im dorsolateralen/dorsozentralen Bereich muss als Verankerungspunkt kritisch betrachtet werden, da es geringer und im Durchschnitt kürzer ausgeprägt war als die anderen Bündel.

Der Vergleich der Densitogramme und der CT-Aufnahmen im Maxima-Farbkeil hat gezeigt, dass die Haupttrabekel von den subchondralen Dichtemaxima ausgehen.

Unter Kenntnis der Lage der subchondralen Dichtemaxima und des Verlaufswinkels der Haupttrabekel-Bündel kann der Operateur z.B. die tibiale Prothesenkomponente in den dichtesten Knochenregionen und entlang der Hauptbelastungslinien des Knochens verankern.

Bei Verwendung eines auf die Facies articularis inferior tibiae projizierten Rasters ergeben sich folgenden Bohr- bzw. Verankerungspunkte (Durchschnitt aller untersuchten Präparate, siehe Abb. 6.1. und Abb. 6.2):

1. Zentromedial (Quadrant 4), Koordinaten  $x = 4,71$  IU,  $y = 6,22$  IU, in dorsomedialer Richtung unter einem Winkel von  $\varphi_x = 99,5^\circ$ ,  $\varphi_y = 91,7^\circ$  (Rechte Tibiae),  
 $\varphi_x = 86,8^\circ$ ,  $\varphi_y = 86,6^\circ$  (Linke Tibiae)
2. Zentrolateral (Quadrant 6), Koordinaten  $x = 16,55$  IU,  $y = 9,05$  IU in ventrolateraler Richtung unter einem Winkel von  $\varphi_x = 90^\circ$ ,  $\varphi_y = 94,5^\circ$  (Rechte Tibiae),  
 $\varphi_x = 91^\circ$ ,  $\varphi_y = 91,3^\circ$  (Linke Tibiae)



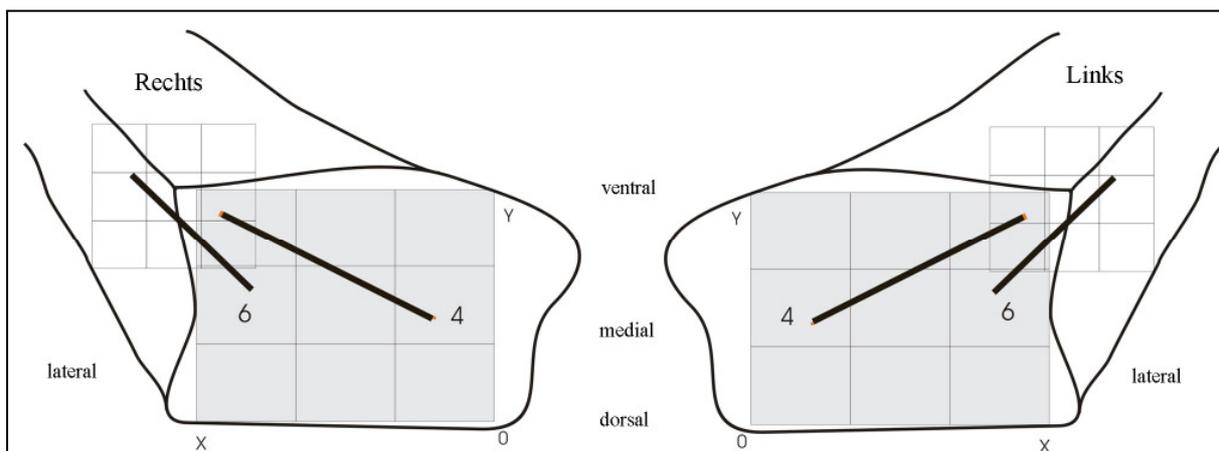
**Abb. 6.1:** Graphische Darstellung der ermittelten Verankerungspunkte der tibialen Prothesenkomponente innerhalb eines 9er-Rasters. Die Neigungswinkel der Haupttrabekel sind rot und blau gekennzeichnet.

Zentromedial Quadrant 4:  $x = 4,71$  IU,  $y = 6,22$  IU

Zentrolateral Quadrant 6:  $x = 16,55$  IU,  $y = 9,05$  IU

**Rechte Tibiae:**  $\varphi_{XM} = 99,5^\circ$ ;  $\varphi_{YM} = 180^\circ - \varphi_{YM} = 180^\circ - 91,7^\circ = 88,3^\circ$ ;  $\varphi_{XL} = 90^\circ$ ,  $\varphi_{YL} = 94,5^\circ$

**Linke Tibiae:**  $\varphi_{XM} = 86,6^\circ$ ;  $\varphi_{YM} = 86,6^\circ$ ,  $\varphi_{XL} = 91^\circ$ ,  $\varphi_{YL} = 91,3^\circ$



**Abb. 6.2:** Graphische Darstellung der ermittelten Verlaufsrichtungen der Haupttrabekel und der Verankerungspunkte für die tibiale Prothesenkomponente. Ansicht von distal.

Zentromedial Quadrant 4:  $x = 4,71$  IU,  $y = 6,22$  IU

Zentrolateral Quadrant 6:  $x = 16,55$  IU,  $y = 9,05$  IU

Am Beispiel zweier Tibiae wurde die PC-kompatible Software „Amira 3.1“ (Firma TGS) als neue Methode zur Untersuchung und Darstellung der Architektur der subartikulären Haupttrabekel verwendet. Damit konnten aus Feinschnitt-CT-Aufnahmen am Computer die Tibiae exakt dreidimensional rekonstruiert werden. Zur quantifizierenden Darstellung der Vorzugsrichtung der Trabekel wurde ein von der Arbeitsgruppe Virtuelle Medizin der Technischen Universität München entwickelter und zur Verfügung gestellter Computeralgorithmus (MainVector-Modul) verwendet. Mit Hilfe dieses Computeralgorithmus konnte der Mittelwert der Richtungen der in einem Volumen enthaltenen Trabekel berechnet werden. Der Mittelwert und somit die kombinierte trabekuläre Hauptrichtung jedes einzelnen Volumens konnte in Form eines Vektors angezeigt werden (MainVector). Eine Plausibilitätsprüfung des Computeralgorithmus zeigte, dass die berechneten Vektoren gut mit den manuellen Berechnungen übereinstimmten.

Um den Vergleich mit der manuellen Auswertung der CT-Aufnahmen zu ermöglichen, wurde das Facies-articularis-inferior-Volumen ebenfalls in neun einzelnen Volumina zerlegt. Ein Vergleich der ermittelten Winkel zeigte eine gute Übereinstimmung zwischen manueller Auswertung und Anwendung des Computeralgorithmus.

In dieser Arbeit wurde mit drei unterschiedlichen Methoden versucht, die Architektur der subartikulären Spongiosa der distalen Tibia dreidimensional darzustellen und genauer zu quantifizieren. Eine Berücksichtigung der gewonnenen Erkenntnisse könnte eventuell dazu beitragen, die Lockerungsproblematik in der Sprunggelenksendoprothetik positiv zu beeinflussen.

## 7 Anhang

### 7.1 Tabellen

**Tabelle 7.1:** Häufigkeit der Maxima A, B, C und D auf der Facies articularis inferior tibiae aller 19 Tibiae

Tibia Nr.	Maximum A	Maximum B	Maximum C	Maximum D
33/96 links	x	x	x	/
64/01 links	x	x	x	/
127/00 links	/	x	x	/
127/00 rechts	/	x	/	/
133/00 links	x	x	x	/
133/00 rechts	x	x	x	x
133/99 links	/	x	x	/
140/00 links	x	x	x	/
140/00 rechts	x	x	x	/
141/01 links	x	x	x	x
141/01 rechts	x	x	x	/
144/00 links	x	x	x	/
144/00 rechts	x	x	x	x
145/00 links	x	x	x	/
145/00 rechts	x	x	x	/
147/00 links	x	x	x	/
147/00rechts	x	x	x	x
149/00 links	/	x	x	x
149/00rechts	/	x	/	x

Tabelle 7.2: Koordinaten der Maxima A, B, C und D, Mittelwerte und Standardabweichungen

Tibia Nr.	Maximum A		Maximum B		Maximum C		Maximum D	
	x (IU)	y (IU)						
<b>33/96 links</b>	2,25	11,25	6,25	7,25	15,5	9,5	/	/
<b>64/01 links</b>	0,8	12,75	4,8	7	16,5	10	/	/
<b>127/00 links</b>	1,75	11,5	5	6	16,5	10,25	/	/
<b>127/00 rechts</b>	3	11	6,5	4	17	7	10	3
<b>133/00 links</b>	2,25	9,25	5,5	5	17,25	12	/	/
<b>133/00 rechts</b>	4	9,25	6	6,25	13,5	12	/	/
<b>133/99 links</b>	1	10,5	3,75	7,5	16,5	7	5	2,5
<b>140/00 links</b>	3	10,5	6,75	6,5	16,25	7	/	/
<b>140/00 rechts</b>	1	10,5	3,5	7,5	15,5	7,5	/	/
<b>141/00 links</b>	1,75	9,5	4,75	5,25	18,75	12,5	4,5	4
<b>141/00 rechts</b>	0,5	11	3,75	6	17,25	9	/	/
<b>144/00 links</b>	1,5	12,5	6,5	6,75	16,5	8,5	/	/
<b>144/00 rechts</b>	3	12,5	3	5	18	6,25	/	/
<b>145/00 links</b>	3,75	11,25	3	5,25	17,75	11,25	9,5	5,5
<b>145/00 rechts</b>	/	/	3	5,5	13	9,5	/	/
<b>147/00 links</b>	/	/	4	7	/	/	/	/
<b>147/00 rechts</b>	/	/	3,75	7,75	15,75	7,75	9	6
<b>149/00 links</b>	/	/	3,25	7,25	/	/	4,5	3,5
<b>149/00 rechts</b>	/	/	6,5	5,5	18,75	8,25	/	/
<b>Mittelwert</b>	2,11	10,95	4,71	6,22	16,55	9,05	7,08	4,09
<b>Stabw.</b>	1,11	1,14	1,38	1,06	1,56	1,97	2,67	1,39

Tabelle 7.3: Mineralisierungsgrade der Dichtemaxima A, B, C und D

Tibia Nr.	Mineralisierung Maximum A	Mineralisierung Maximum B	Mineralisierung Maximum C	Mineralisierung Maximum C
33/96 links	geringer als Max B	dichtestes Max	geringer als Max A+B	/
64/01 links	geringer als Max B	dichtestes Max	geringer als Max A+B	/
127/00 links	/	dichtestes Max	geringer als Max A+B	/
127/00 rechts	/	dichtestes Max	/	/
133/00 links	dichtestes Max	geringer als Max A	geringer als Max A+B	wie Max A+B
133/00 rechts	wie Max B	wie Max A	geringer als Max A+B	/
133/99 links	/	dichtestes Max	geringer als Max A+B	/
140/00 links	dichtestes Max	geringer als Max A	geringer als Max A+B	/
140/00 rechts	wie Max B	wie Max A	wie A+B, nur kleiner	/
141/01 links	dichtestes Max	geringer als Max A	geringer als Max A+B	wie Max B
141/01 rechts	dichtestes Max	geringer als Max A	geringer als Max A+B	/
144/00 links	wie Max B	wie Max A	geringer als Max A+B	/
144/00 rechts	wie Max B	wie Max A	wie A+B, nur kleiner	wie Max A+B
145/00 links	geringer als Max B	dichtestes Max	wie Max A, geringer als Max B	/
145/00 rechts	dichtestes Max	geringer als Max A	geringer als Max A, wie Max B	/
147/00 links	dichtestes Max	geringer als Max A	geringer als Max A+B	/
147/00 rechts	dichtestes Max	geringer als Max A	geringer als Max A+B	zwischen med+lat
149/00 links	/	dichtestes Max	geringer als Max A+B	wie Max C
149/00 rechts	/	geringer als Max D	/	dichtestes Max

**Tabelle 7.4:** Vergleich der Lage der Dichtemaxima der Densitogramme mit den Dichtemaxima der CT-Aufnahmen

Tibia Nr.	Dichtemaxima Densitogramme (Quadrant)				Dichtemaxima CT-Schnitte (Quadrant)			
	Max A	Max B	Max C	Max D	Maximum	Maximum	Maximum	Maximum
33/96 links	1	4	3+6		1	4	3+6	
64/01 links	1	4	6		1	4	3+6	
127/00 links		4	2+5		4	2+5		
127/00 rechts		4			4			
133/00 links		4+5+7+8	6			4+5+7+8	6	
133/00 rechts	1	4	3		1	4	3	
133/99 links	1	4+7	6		1	4+7	6	
140/00 links	1+4	4+7	3		1+4	4+7	3	
140/00 rechts	1+4	4	2+3		1+4	4	2+3	
141/01 links	1	4	6	7	1	4	6	7
141/01 rechts	1	4	6		1	4	6	
144/00 links	1+4	4	6		1+4	4	6	
144/00 rechts	1+4	4	3	7	1+4	4	3+6	7
145/00 links	1	4+5+7+8	6		1	4+5+7+8	3+6	
145/00 rechts	1	4+5+7+8	6		1	4+5+7+8	3+6	
147/00 links	1	4+7	6		1	4+7	6	8
147/00 rechts	1	4+7	3	8	1	4+7	3	8
149/00 links		4	6	5		4	6	5
149/00 rechts		4		7		4		

Tabelle 7.5: Manuell ermittelte Winkel der linken Tibiae

Tibia Nr.	I		II		III		IV		V		VI	
	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$
33/99 links	97,1	85,2	90	90	104	97,1						
64/01 links	90	90	95,3	90	100	76,7			94,5	108		
127/00 links	94,4	93,6	82,8	93,6	78	93,6	74,2	94				
133/00 links	84,1	87,1	100,7	88,2	86,4	88,2	104	80,8	94,7	83,9		
140/00 links	77,9	87	103	85,6	78,7	93,8					90	100
141/01 links	93,2	90	53,75	79,6	83,7	83,7					79,6	90
144/00 links	86,8	90	94,3	77,3	73,9	69,9	90	86,8				
145/00 links	102	97,8	105,4	86,9	86,5	83			86,9	99,4		
147/00 links	93,8	101,2	96,9	83,1	90	84,8	81,8	90				
149/00 links			83,7	91,8	87,4	95,2						
<b>Mittelwert</b>	<b>90,6</b>	<b>91,04</b>	<b>94,68</b>	<b>86,61</b>	<b>86,86</b>	<b>86,6</b>	<b>87,4</b>	<b>87,9</b>	<b>92,03</b>	<b>91,65</b>	<b>84,8</b>	<b>95,1</b>
<b>Stabw.</b>	<b>7,6</b>	<b>5,582</b>	<b>7,98</b>	<b>5,276</b>	<b>9,428</b>	<b>8,75</b>	<b>12,6</b>	<b>5,57</b>	<b>4,447</b>	<b>10,96</b>	<b>7,35</b>	<b>7,14</b>

Tabelle 7.6: Manuell ermittelte Winkel der rechten Tibiae

Tibia Nr.	I		II		III		IV		V		VI	
	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$	$\varphi_x$	$\varphi_y$
127/00 rechts	93,6	107,2	76,1	103,9	98,81	98,8						
133/00 rechts	76,9	98,8	85	80,1	90	90	90	84,3				
140/00 rechts	106,7	90	97,3	93,7	104,4	90						
141/01 rechts	96	90			101,8	107,4	70,4	100,1				
144/00 rechts	90	100,2	98,5	98,5	104,4	66,8	104,4	94,9				
145/00 rechts	80,2	85,1	77,7	80,1	104	82,9						
147/00 rechts	83,6	90	82	90	90	90						
149/00 rechts			90	85,7	102,7	98,5	97,1	104,4				
<b>Mittelwert</b>	<b>89,57</b>	<b>94,47</b>	<b>86,66</b>	<b>90,29</b>	<b>99,51</b>	<b>91,7</b>	<b>90,48</b>	<b>95,93</b>				
<b>Stabw.</b>	<b>7,6</b>	<b>7,766</b>	<b>8,952</b>	<b>9,065</b>	<b>6,15</b>	<b>6,05</b>	<b>14,62</b>	<b>8,669</b>				

Tabelle 7.7: Plausibilitätsprüfung von Amira, Vermessung mediales Volumen

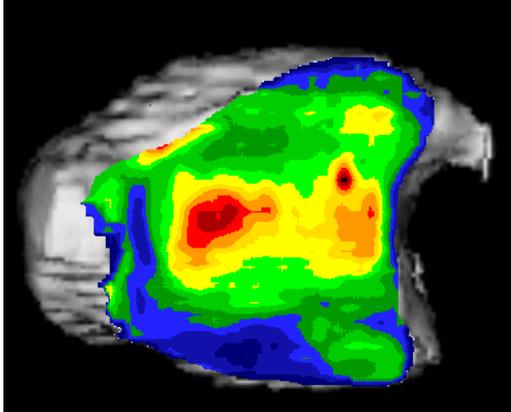
	Messung 1 frontal	Messung 2 frontal	Messung 3 frontal	Messung 1 sagittal	Messung 2 sagittal	Messung 3 sagittal
	Winkel [°]	Winkel [°]	Winkel [°]	Winkel [°]	Winkel [°]	Winkel [°]
	102	102	97,6	80,1	75	79,7
	97,3	96,2	99,4	81	94,7	80,7
	95,5	98,2	101	93,5	82	95,4
	98,7	102	97,2	80	86,4	78,3
	98,1	95,9	95,1	73,9	78,5	76,7
	96	95	96,4	96,7	82,9	81,7
	99,2	102	101	80,8	78,8	76,2
	97,3	98,5	101	85,4	83,4	86
	100	101	83,2	84	83,4	81,2
	98,9	88,5	81,2	81	75,6	86,8
	93,1	95,9	96,7	94,7	87,8	83
	94,2	99,5	101	76,8	81,1	98,1
	96,9	102	99,4	85,7	82,7	97,2
	102	101	88	83,2	86,9	102
	98,6	98,8	101	85,8	81,6	81,4
	101	103	102	75,8	91,1	94,9
	99	97,4	99,4	83,4	72,9	102
	93,9	83,3	95,3	81,6	83,2	78
	98,2	88,9	94,2	80,8	78,8	86
	94,5	95,4	97,9	83,9	81,4	81,8
<b>Mittelwert</b>	<b>97,72</b>	<b>97,225</b>	<b>96,4</b>	<b>83,405</b>	<b>82,41</b>	<b>86,59474</b>
<b>Winkel</b>	<b>97,1</b>	<b>97,1</b>	<b>97,1</b>	<b>85,63668</b>	<b>85,63668</b>	<b>85,63668</b>

Tabelle 7.8: Plausibilitätsprüfung von Amira, Vermessung laterales Volumen

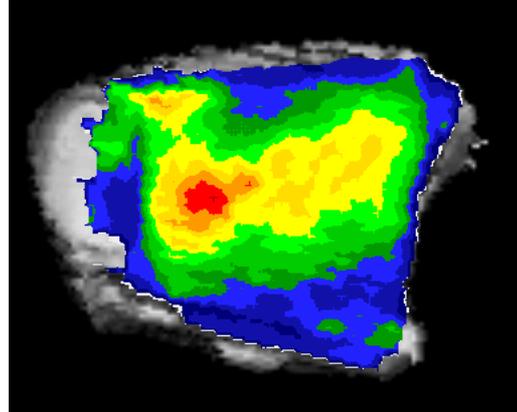
	Messung 1 frontal	Messung 2 frontal	Messung 3 frontal	Messung 1 sagittal	Messung 2 sagittal	Messung 3 sagittal
	Winkel [°]	Winkel [°]	Winkel [°]	Winkel [°]	Winkel [°]	Winkel [°]
	86,1	83,4	82,3	79,2	80,1	80,3
	87,3	84,5	83,2	93,5	93,5	79
	87,6	78,7	83,7	97	81,8	104
	81,4	83,3	79,7	79,8	84	78,6
	81,6	82,2	81	77,9	88,3	105
	82,3	84,1	78	85	82,2	82,4
	82,6	82,2	73,7	82,5	96,6	96,8
	78,7	81,7	75,5	85,2	91,6	96,3
	82,6	80,8	79,7	92,3	103	94,5
	84,7	79,2	78,7	80,7	97,7	92,5
	83,4	77,4	80,4	95,9	94,4	106
	81,3	73,8	82,3	81	82,5	78,1
	80,9	77,4	76,4	83,4	98	101
	78,2	78,8	78,5	101	82,2	83,6
	79,7	77	76,6	91,2	107	102
	76,3	77,8	76,6	98,8	88,2	83,9
	79,2	82,4	82,2	104	81,6	105
	79,6	82	83,4	98	110	79,5
	81,9	78,7	81,5	88,3	97,3	94,2
	78,6	79,7	79,3	112	106	100
<b>Mittelwert</b>	<b>81,7</b>	<b>80,255</b>	<b>79,635</b>	<b>90,335</b>	<b>92,3</b>	<b>92,135</b>
<b>Winkel</b>	<b>82,698</b>	<b>82,698</b>	<b>82,698</b>	<b>95,31</b>	<b>95,31</b>	<b>95,31</b>

Tabelle 7.9: Densitogramme der 19 untersuchten Tibiae

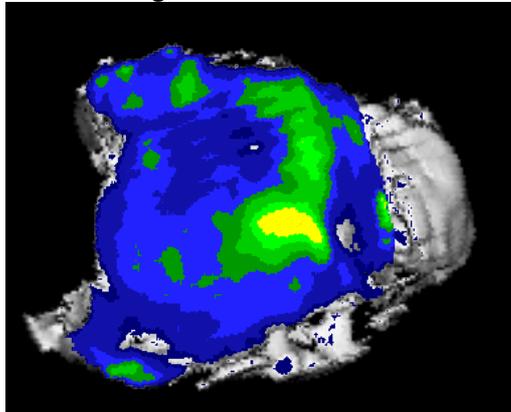
Densitogramm Tibia 33/96 links



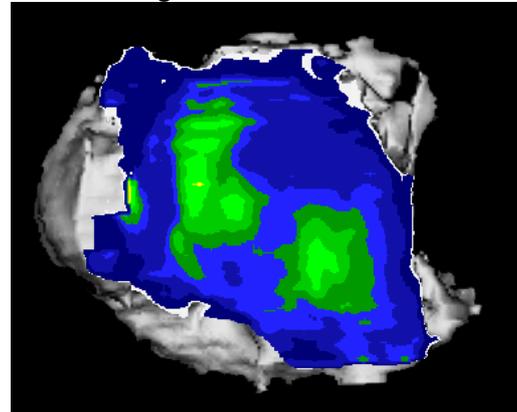
Densitogramm Tibia 64/01 links



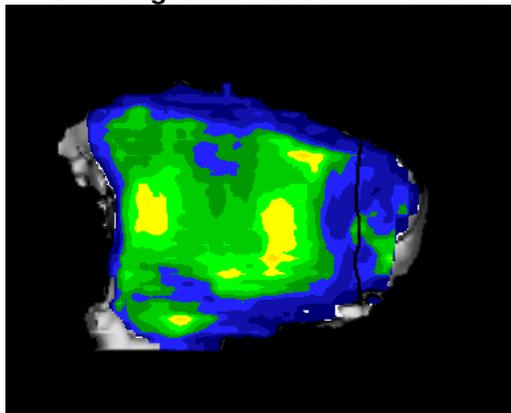
Densitogramm Tibia 127/00 rechts



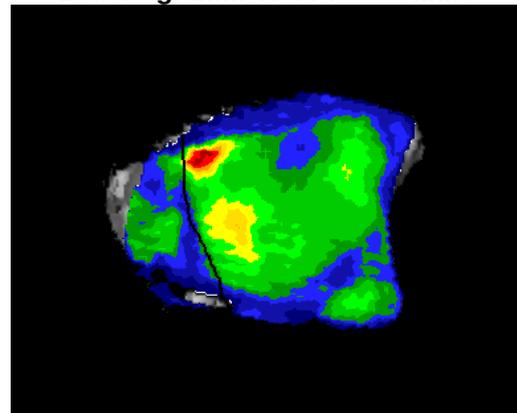
Densitogramm Tibia 127/00 links



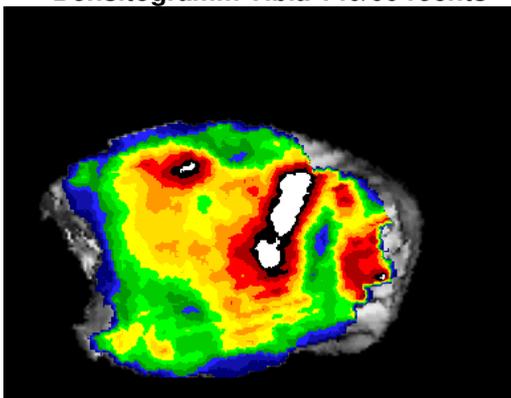
Densitogramm Tibia 133/00 rechts



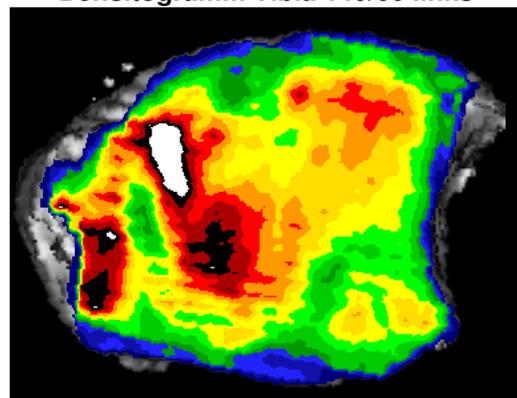
Densitogramm Tibia 133/00 links



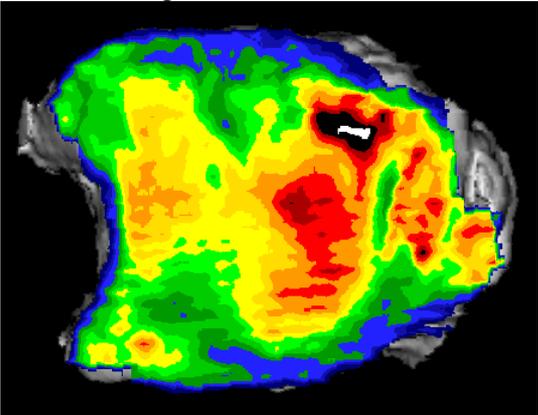
Densitogramm Tibia 140/00 rechts



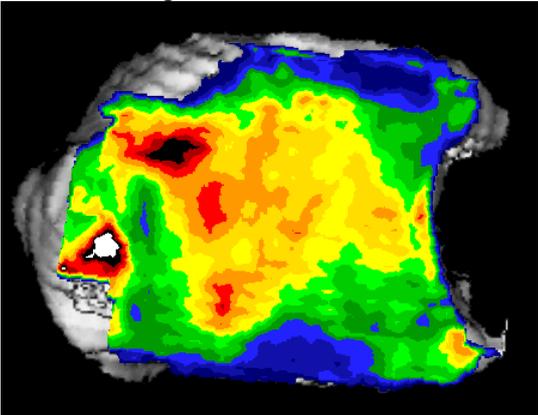
Densitogramm Tibia 140/00 links



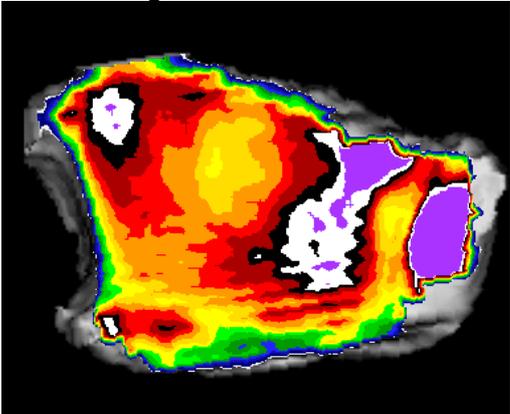
Densitogramm Tibia 141/01 rechts



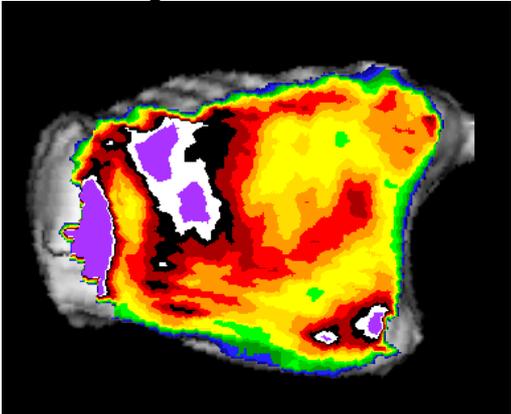
Densitogramm Tibia 141/01 links



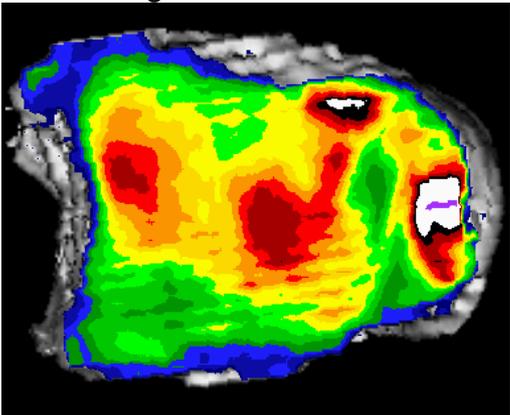
Densitogramm Tibia 144/00 rechts



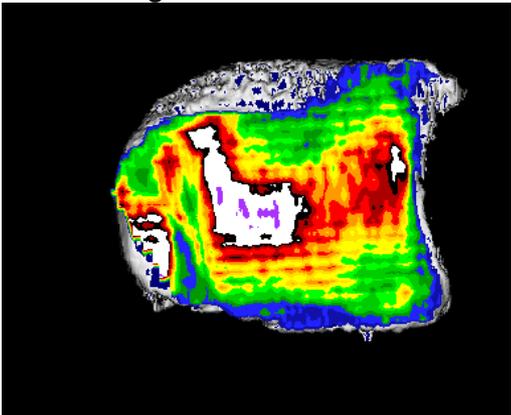
Densitogramm Tibia 144/00 links



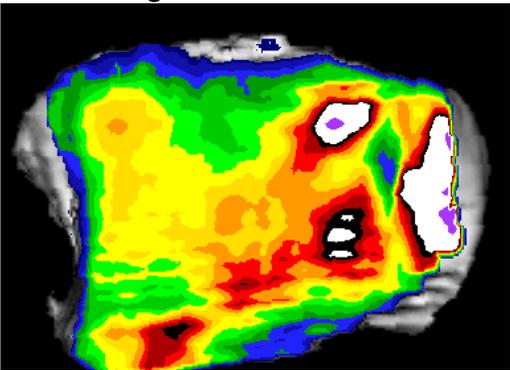
Densitogramm Tibia 145/00 rechts



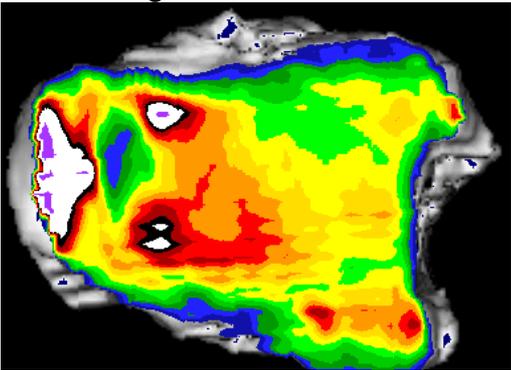
Densitogramm Tibia 145/00 links



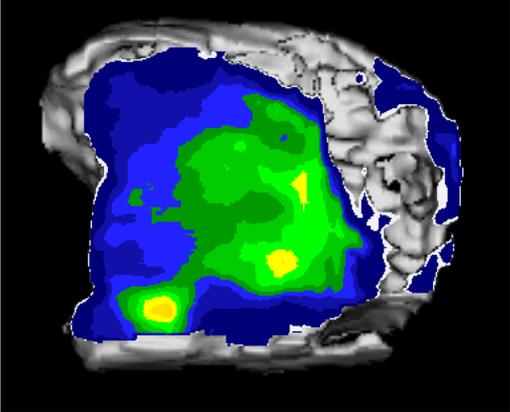
Densitogramm Tibia 147/00 rechts



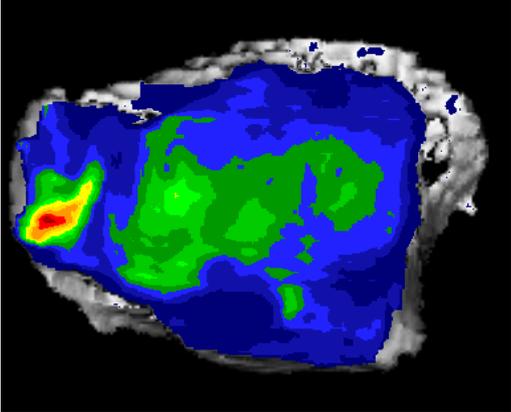
Densitogramm Tibia 147/00 links



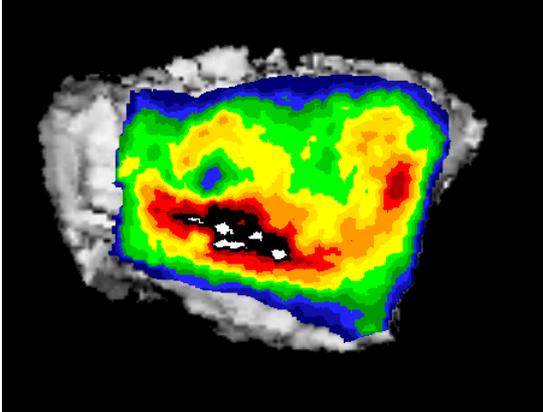
Densitogramm Tibia 149/00 rechts



Densitogramm Tibia 149/00 links



Densitogramm Tibia 133/99 links



## 8 Literaturverzeichnis

**Aitken G.K., Bourne R.B., Finlay J.B., Rorabeck C.H., Andrae P.R. (1985)**

Indentation stiffness of the cancellous bone in the distal human tibia.  
Clin Orthop 201: 264-70

**Amstutz H., Sissons H. (1969)**

The structure of the vertebral spongiosa.  
J Bone Joint Surg Br 51: 540-550

**Anderson T., Montgomery F., Carlsson A. (2004)**

Uncemented STAR total ankle prosthesis.  
J Bone Joint Surg Am 86-A Suppl 1: 103-111

**Bacon G.E., Bacon P.J., Griffiths R. (1984)**

A neutron diffraction study of the bones of the foot.  
J Anat 139: 265-273

**Beaudoin A.J., Fiore S.M., Krausa W.R., Adelaar R.S. (1991)**

Effect of isolated talocalcaneal fusion on contact in the ankle and talonavicular joints.  
Foot Ankle 12: 19-25

**Bharihoke V., Prakash R. (1991)**

Architecture of the lower end of the human tibia.  
Anat Anz 172: 17-21

**Bolton-Maggs B.G., Sudlow R.A., Freeman M.A. (1985)**

Total ankle arthroplasty. A long-term review of the London Hospital experience.  
J Bone Joint Surg Br 67: 785-790

**Brown T.D., Shaw D.T. (1983)**

In vitro contact stress distributions in the natural human hip.  
J Biomech 16: 373-384

**Bruns J., Rosenbach B. (1990)**

Pressure distribution at the ankle joint.  
Clin Biomech 5: 153-161

**Buechel F.F., Pappas M.J., Iorio L.J. (1988)**

New Jersey low contact stress total ankle replacement: biomechanical rationale and review of 23 cementless cases.  
Foot Ankle 8: 279-290

**Buechel F. F. Sr., Buechel F.F. Jr., Pappas M.J. (2004)**

Twenty-year evaluation of cementless mobile-bearing total ankle replacements.  
Clin Orthop 424: 19-26

**Bullough P.G. (1973)**

The relationship between degenerative changes and loadbearing in the human hip.  
J Bone Joint Surg Br 55: 746-758

**Bullough P.G. (1981)**

The geometry of diarthrodial joints, its physiologic maintenance, and the possible significance of age-related changes in the geometry-to-load distribution and the development of osteoarthritis.  
Clin Orthop 156: 61-66

- Burgkart R., Brossmann C., Layer M., Bartels E., Regenfelder F., Gradinger R. (2003)**  
Biomechanik basiertes, virtuelles 3D Planungssystem für Korrekturosteotomien (OT) bei komplexen knöchernen Deformitäten.  
Meeting abstract, DGOOC, German Medical Science; Doc 03dguE40-2
- Calhoun J.H., Li F., Ledbetter B.R., Viegas S.F. (1994)**  
A comprehensive study of pressure distribution in the ankle joint with inversion and eversion.  
Foot Ankle Int 15: 125-133
- Conti S.F., Wong Y.S. (2002)**  
Complications of total ankle replacement.  
Foot Ankle Clin 7: 791-807
- Currey J. (1986)**  
Power law models for the mechanical properties of cancellous bone.  
Eng Med 15: 53-154
- Demottaz J.D., Mazur J.M., Thomas W.H., Sledge C.B., Simon S.R. (1979)**  
Clinical study of total ankle replacement with gait analysis.  
J Bone Joint Surg Am 61: 976-988
- Dini A.A., Bassett F.H. (1980)**  
Evaluation of the early results of smith total ankle replacement.  
Clin Orthop 146: 228-230
- Dörenberg K.O. (1983)**  
Kontaktflächen und anatomische Gelenkflächen des oberen Sprunggelenks - Methoden zur Bestimmung der Flächengröße und Falldarstellungen.  
Morphol Med 3: 97-108
- Donaldson C., Hulley S., Vogel J., Hattner R., Bayers J., McMillan D. (1970)**  
Effects of prolonged bed rest on bone mineral.  
Metabolism 19: 1071-1084
- Draenert K.O. (1984)**  
Neue Beobachtungen zur Anatomie und Funktion des oberen Sprunggelenks.  
In: Hackenbroch M.H., Refior H.J., Jäger M., Plitz W. (Hrsg.). Funktionelle Anatomie und Pathomechanik des Sprunggelenks. Thieme, Stuttgart New York
- Duncan H., Jundt J., Riddle J.M., Pitchford W., Christopherson T. (1987)**  
The tibial subchondral plate. A scanning electron microscopic study.  
J Bone Joint Surg Am 69: 1212-1220
- Endrich B., Terbrüggen D. (1991)**  
Endoprosthesis of the ankle joint. Indications and long-term results.  
Unfallchirurg 94: 525-530
- Fiala P., Hert J. (1993)**  
Principal types of functional architecture of cancellous bone in man.  
Funct Dev Morphol 3: 91-99
- Giannini S., Leardini A., O'Connor J.J. (2000)**  
Total ankle replacement: review of the designs and of the current status.  
Foot and Ankle Surg 6: 77-88

**Goodfellow J.W., Bullough P.G. (1967)**

The pattern of ageing of the articular cartilage of the elbow joint.  
J Bone Joint Surg Br 49: 175-181

**Greenwald A.S., Matejczyk M.B., Black J.D., Porritt D., Beck D., Wilde A.H. (1976)**

Preliminary observations on the weight-bearing surfaces of the human ankle joint.  
Surg Forum 27: 505-506

**Hvid I., Rasmussen O., Jensen N., Nielsen S. (1985)**

Trabecular bone strength profiles at the ankle joint.  
Clin Orthop 199: 306-312

**Ihn J.C., Kim S.J., Park I.H. (1993)**

In vitro study of contact area and pressure distribution in the human knee after partial and total meniscectomy.  
Int Orthop 17: 214-218

**Inman V.T. (1976)**

The joints of the ankle.  
Williams + Wilkins, Baltimore, S. 1-69

**Issekutz B., Blizzard J., Birkhead N., Rodahl K. (1966)**

Effect of prolonged bed rest on urinary calcium output.  
J appl Physiol 21: 1013-1020

**Jones H., Priest J., Hayes W., Tichenor C., Nagel D. (1977)**

Humeral hypertrophy in response to exercise.  
J Bone Joint Surg Am 59: 204-208

**Kaukonen J.P., Raunio P. (1983)**

Total Ankle Replacement in rheumatoid arthritis: A preliminary review of 28 arthroplasties in 24 patients.  
Annal chir gyn 72: 196-199

**Kimizuka M., Kurowawa H., Fukubayashii T. (1980)**

Load-bearing pattern of the ankle joint. Contact area and pressure distribution.  
Arch Orthop Trauma Surg 96: 45-49

**Kirkup J., Hall G., Kempson G.E. (1982)**

The Bath & Wessex Ankle joint replacement, operative technique and Bath & Wessex ankle joint prosthesis.  
Howmedia GmbH, Western Avenue, London/England S. 1-3

**Kofoed H. (1999)**

Die Entwicklung der Sprunggelenksarthroplastik.  
Orthopäde 28: 804-811

**Kofoed H. (2004)**

Scandinavian Total Ankle Replacement (STAR).  
Clin Orthop 424: 73-79

**Kura H., Kitaoka H.B., Lou Z.P., An K.N. (1998)**

Measurement of surface contact area of the ankle joint.  
Clin Biomech 13: 365-370

**Lanyon L.E. (1974)**

Experimental support for the trajectorial theory of bone structure.  
J Bone Joint Surg Br 56: 160-166

**Lisková M. (1961)**

Growth changes in the architecture of cancellous bone in the femur of man.  
Plzen Léč Sborn 15: 123-128

**Mezaros T., Vizkelety T. (1986)**

Structure of the subchondral bone plate.  
Xvth. Symposium of the European Society of Osteoarthrology, Publications of the University of Kuopio Medicine

**Meyer H.v. (1867)**

Die Architektur der Spongiosa.  
Reichert und Du Bois Reymond`s Arch.

**Mital M., Millington P. (1971)**

Surface characteristics of articular cartilage.  
Micron 2: 236-249

**Müller-Gerbl M., Putz R., Hodapp N., Schulte E., Wimmer B. (1989)**

Computed tomography-osteodensitometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaptation in individual joints.  
Skeletal Radiol 18: 507-512

**Müller-Gerbl M., Putz R., Hodapp N., Schulte E., Wimmer B. (1990a)**

Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteodensitometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden.  
Z Orthop 128: 128-133

**Müller-Gerbl M., Putz R. (1990b)**

Funktionsbezogene Anatomie des oberen Sprunggelenks.  
In: Heim UFA (Hrsg). Die Pilon-tibial-Fraktur. Springer, Berlin-Heidelberg-New York

**Müller-Gerbl M., Putz R. (1991)**

Funktionelle Anatomie des Fußes.  
Orthopäde 20: 2-10

**Müller-Gerbl M., Putz R., Kenn R. (1993)**

Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas Glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten.  
Z Orthop 131: 10-13

**Müller-Gerbl M. ( 1998)**

The subchondral bone plate.  
Adv Anat Embryol Cell Biol 141: 1-134

**Müller-Gerbl M. (2001)**

Anatomie und Biomechanik des oberen Sprunggelenks.  
Orthopäde 30: 3-11

**Newton E. (1977)**

Total ankle arthroplasty. A four year study.  
Orthop Transaction 1: 86

**Newton E. (1982)**

Total ankle arthroplasty: a clinical study of fifty cases.  
J Bone Joint Surg Am 64: 104-111

**Obst T., Burgkart R., Ruckhäberle E., Riener R. (2004)**

The delivery simulator: a new application of medical VR.  
Stud Health Technol Inform 98: 281-287

**Odgaard A. (1997)**

Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture.  
Bone 20: 315-328

**Osborne D., Effmann E., Broda K., Harrelson J. (1980)**

The development of the upper end of the femur, with special reference to its internal architecture.  
Ped Radiology 137: 71-76

**Pauwels F. (1955)**

Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens.  
Siebenter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates.  
Morph Jb 95: 35-54

**Pauwels F. (1963)**

Die Druckverteilung im Ellenbogengelenk, nebst grundsätzlichen Bemerkungen über den Gelenkdruck.  
11. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates.  
Z Anat Entwickl-Gesch 123: 643-667

**Pauwels F. (1965)**

Gesammelte Abhandlungen zur Biomechanik des Bewegungsapparates.  
Springer, Berlin–Heidelberg–New York

**Procter P., Paul J.P. (1982)**

Ankle joint biomechanics.  
J Biomech 15: 627-634

**Riener R., Frey M., Proll T., Regenfelder F., Burgkart R. (2004)**

Phantom-based multimodal interactions for medical education and training: the Munich Knee Joint Simulator.  
IEEE Trans Technol Biomed 8: 208-216

**Roesler H. (1976)**

Biomechanische Berechnung der Belastung am oberen Sprunggelenk für freie stabile Gliedmaßen.  
Z Orthop Ihre Grenzgeb 3: 397-427

**Roux W. (1912)**

Anpassungslehre, Histomechanik und Histochemie. Mit Bemerkungen über die Entwicklung und Formgestaltung der Gelenke. Berichtigung zu R. Thomas gleichnamigem Aufsatz.  
Virchows Arch Path Anat 209: 168-209

**Schmidt H.M. (1981)**

Die Artikulationsflächen des oberen Sprunggelenks.  
Adv Anat Embryol 66: 1-88

**Schmidt I.M., Jäger M. (1984)**

Anatomische Studie an 400 Leichensprunggelenken unter besonderer Berücksichtigung möglicher Varianten bezüglich Beschaffenheit und Verlauf der fibulären Bänder (Ergebnisse und klinische Relevanz).

In: Hackenbroch M.H., Refior H.J., Jäger M., Plitz W. (Hrsg.). Funktionelle Anatomie und Pathomechanik des Sprunggelenks. Thieme, Stuttgart-New York

**Scholz K.C. (1987)**

Total ankle arthroplasty using biological fixation components compared to ankle arthrodesis. Orthopedics 10: 125-131

**Singh I. (1978)**

The architecture of cancellous bone.

J Anat 127: 305-310

**Stauffer R.N., Chao E.Y.S., Brester R.C. (1977)**

Force and motion analysis of the normal, diseased and prosthetic ankle.

Clin Orthop 127: 189-196

**Stauffer R.N., Segal N.M. (1981)**

Total ankle arthroplasty: four years`experience.

Clin Orthop 160: 217-221

**Takakura Y., Tanaka Y., Sugimoto K., Tamai S., Masuhara K. (1990)**

Ankle Arthroplasty. A comparative study cemented metal and uncemented ceramic prostheses.

Clin Orthop 252: 209-216

**Takechi H., Ito S., Takada T., Nakayama H. (1982)**

Trabecular architecture of the ankle joint.

Anat Clin 4: 227-233

**Thermann H., Saltzmann C.L. (2002)**

Endoprothetischer Ersatz des oberen Sprunggelenks.

Unfallchirurg 105: 496-510

**Tillmann B., Hellige R., Gretenkord K. (1981)**

Funktionelle Anatomie des oberen und unteren Sprunggelenks.

Orthop Praxis 4: 299-304

**Tillmann B., Bartz B., Schleicher A. (1985)**

Stress in the human ankle joint: a brief review.

Arch Orthop Trauma Surg 103: 385-391

**Tinz L. (2005)**

Dreidimensionale Rekonstruktion des menschlichen Mittel- und Innenohres.

Dissertation, Technische Universität München, Fakultät für Medizin

**Triepel H. (1921)**

Die Architektur der Knochenspongiosa in neuer Auffassung.

Z Konstitutionslehre 8: 269-311

**Turner C.H. (1992)**

On Wolff`s law of trabecular architecture.

J Biomech 25: 1-9

**Waugh T. (1979)**

Ankle replacement arthroplasty.  
ONA J 6: 15-18

**Whedon D. (1984)**

Disuse osteoporosis: physiological aspects.  
Calcif Tissue Int 36: 146-150

**Wynarsky G.T., Greenwald A.S. (1983)**

Mathematical model of the human ankle joint.  
J Biomechanics 16: 241-252

**Wynn A.H., Wilde A.H. (1992)**

Long-term follow-up of the conaxial (Beck-Steffee) total ankle arthroplasty.  
Foot Ankle 13: 303-306

**Wolff J. (1892)**

Das Gesetz der Transformation der Knochen.  
Hirschwald, Berlin

## **Danksagung**

Zu Allererst möchte ich mich bei meiner Doktormutter Frau Prof. Dr. med. M. Müller-Gerbl für die Überlassung des Themas und die sehr gute Betreuung meiner Dissertation bedanken.

Herrn Dr. med. H.-H. Trouillier danke ich für die Mitbetreuung, vor allem in der Anfangsphase.

Herrn Dr. med. R. Burgkart und Herrn Dipl.-Ing. T. Obst (Arbeitsgruppe Virtuelle Medizin der Technischen Universität München) danke ich herzlich für die Bereitstellung des Computeralgorithmus und die hervorragende Unterstützung bei der Entwicklung der 3D-Darstellungen.

Herrn C. Brossmann (LRZ München) danke ich sehr für seine Hilfe bei der Anwendung des Computerprogramms und sonstigen Computerproblemen.

Bei Frau Prof. Dr. med. U. Matis (Chirurgische Tierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München) und ihren Mitarbeitern bedanke ich mich für die Überlassung des Computertomographen und die Hilfe bei der Erstellung der CT-Bilder.

Auch bei Herrn Prof. Dr. med. E. Rummeny (Radiologische Abteilung des Klinikums Rechts der Isar, Technische Universität München) und seinen Mitarbeitern bedanke ich mich für die Erstellung der CT-Bilder.

Den Mitarbeitern des Anatomischen Instituts danke ich für die Unterstützung bei der Erstellung und Bearbeitung der Analyse-Datensätze.

Mein besonderer Dank gilt meiner Familie und meinen Freunden, die mir in dieser Zeit mit Rat und Tat zur Seite standen und mich immer unterstützt haben.

## Lebenslauf

### Persönliche Angaben:

Name: Julia Brigitte Meißner  
Geburtsdatum: 10.07.1980  
Geburtsort: Düsseldorf  
Nationalität: deutsch  
Familienstand: ledig

### Ausbildung:

1990-1999: Gymnasium Tutzing  
1999-2000: Studium der Italienischen und Lateinischen Philologie an der Ludwig-Maximilians-Universität München  
2000-2002: Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München  
2002-2006: Studium der Humanmedizin an der Technischen Universität München  
**Auslandssemester:** „Università degli studi di Padova“ (Italien), Oktober 2003-April 2004

### Praktisches Jahr:

Oktober 2005-Februar. 2006: Tertian Pädatrie „Kinderklinik Dritter Orden Passau“  
Februar 2006-April 2006: Tertian Chirurgie „Klinikum Rechts der Isar“, München, Allgemeinchirurgie  
April 2006-Juni 2006: Tertian Chirurgie “Ospedale Regionale di Bellinzona e Valli” (Schweiz), Notaufnahme  
Juni 2006-September 2006: Tertian Innere Medizin “Ospedale Regionale di Lugano” (Schweiz)