

Aus der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Kommissarischer Leiter: Professor Dr. med. L. Wurzinger

Adaptation der Tarsometatarsal-Gelenke  
an die Kraftübertragung

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

vorgelegt von

Christine Ebel

aus München

2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter

Professor Dr. med. R. Putz

Mitberichterstatter

Prof. Dr. Bernhard Heimkes

Priv.Doz. Dr. Wolfgang Böcker

Dekan

Prof. Dr. med. Dr.h.c. M.Reiser, FACR,FRCR

Tag der mündlichen Prüfung:

16.07.2009

In Liebe und unendlicher Dankbarkeit  
meiner Familie

und Peter

# **Inhaltsverzeichnis**

## **1 Einleitung**

1.1 Vorbemerkungen

1.2 Fragestellung

## **2. Aktueller Kenntnisstand der Literatur**

2.1 Anatomische Grundlagen

2.2 Funktion und Kinematik

2.3 Struktur und Anpassung des Knochens

2.4 Grundprinzipien der Gelenkbeanspruchung

2.5 Struktur und Anpassung der subchondralen Knochenplatte

2.6 Gelenkknorpel: Unterschiedliche Eigenschaften der Knorpelmatrix

## **3. Material**

## **4. Methode**

4.1 Gelenkknorpel: Färbeverfahren nach Meachim (1972) und makroskopische Beurteilung nach Collins-McElligott (1960)

4.2 Auswertung der Befunde

4.3 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM): Densitogramme der TMT-Gelenkflächen

4.4 Auswertung der Densitogramme

4.5 Gegenüberstellung der Befunde der Untersuchung des Gelenkknorpels und der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

## **5. Ergebnisse**

5.1 Makroskopische Beurteilung der Knorpeloberflächen

5.2 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM): Befunde aus den Densitogrammen

5.3 Gegenüberstellung von Gelenkknorpeluntersuchung und CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

## **6. Diskussion**

6.1 Material

6.2 Methoden

6.3 Ergebnisse der makroskopischen Beurteilung des Gelenkknorpels

6.4 Ergebnisse der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

6.5 Gegenüberstellung: Befunde Knorpeluntersuchung und CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

6.6 Praktische Gesichtspunkte

## **7. Zusammenfassung**

## **8. Anhang**

## **9. Literaturverzeichnis**

## **Lebenslauf**

## **Danksagung**

# 1 Einleitung

## 1.1 Vorbemerkung

Bereits in der alten Heilkunst der Ägypter, Babylonier und Griechen waren unterschiedliche Verletzungsformen des Fußes bekannt. Schon Hippokrates (460-375 v. Chr.) beschrieb im 9. Buch seines umfassenden Werkes sehr anschaulich die Fuß-Frakturen und Luxationen (Gurlt 1964, Hippokrates 460-375 v. Chr.). An einer Stelle heißt es: „ ... *Diese Verletzungen heilen alle in 20 Tagen... . Es ist notwendig, während dieser Zeit zu liegen, aber diejenigen, welche die Krankheit für gering erachten, können sich nicht dazu entschließen, sondern gehen herum, ehe die Heilung erfolgt ist. Deshalb werden die meisten nicht vollständig geheilt, und oft mahnt sie ein Schmerz mit Recht daran, denn die Füße haben das ganze Gewicht des Körpers zu tragen. Wenn jene aber, ehe sie geheilt sind, umhergehen, heilen die bewegten Gelenke schlecht zusammen. Und deshalb fühlen sie beim Gehen von Zeit zu Zeit Schmerzen.*“

Das Bemerkenswerte an diesem vor über 2000 Jahren verfassten Text von Hippokrates ist, dass er eine für uns heute besonders aktuelle medizinische Problematik aufgreift: Denn bei der Diagnostik und Behandlung von Verletzungen der Fußregion verursachen gerade die Frakturen und Luxationen des Mittelfußes immer noch Schwierigkeiten und können zu erheblicher Langzeitmorbidity mit chronischen Beschwerden führen (Loveday et al. 2008, Myerson et al. 1994, Myerson et al. 1999, Philibin et al. 2003, Richter et al. 2001, Thompson et al. 2003).

Im Allgemeinen führen unklare Schmerzen im Bereich des Fußes bzw. des Mittelfußes insbesondere in der 2. Lebenshälfte zu einer großen Einschränkung von Lebensqualität und Leistungsfähigkeit der Betroffenen (Bowling et al. 1997, Hill et al. 2008, Menz et al. 2005). Unzureichende Vorstellungen über die Rolle der tarsometatarsalen Gelenke (Lisfranc-Gelenk; TMT-Gelenke) erschweren die Diagnose und führen zu einer Verunsicherung bei der Wahl der Therapie, welche leider dementsprechend oft genug unbefriedigend bleibt. Allzu häufig persistiert eine zunehmende, schließlich chronische Schmerzsymptomatik sowie ein individuell ausgeprägtes Mobilitätsdefizit (Goossens et al. 1983, Loveday et al. 2008, Myerson 1999, Philibin et al. 2003, Richter et al. 2001, Teng et al. 2002, Thompson et al. 2003).

Den TMT- Gelenken kommt im Bauplan des Fußes eine zentrale Bedeutung zu. Dies wird nicht zuletzt durch eine Studie von Lakin aus dem Jahre 2001 unterstrichen, in der die Rolle der TMT-Gelenke für die Kraftübertragung vom Rückfuß auf den Vorfuß besonders hervorgehoben wird. Offen aber bleibt die Frage, wie sich der Kraftfluss in diesem Bereich tatsächlich verteilt. Dabei muss unterstellt werden, dass in den Bereichen der Gelenke, die über längere Zeiträume Kraftspitzen zu übertragen haben, vorrangig Schädigungen der Gelenkflächen auftreten müssten.

In Bezug auf die lokale Situation des einzelnen Gelenks muss schließlich in Betracht gezogen werden, dass die beiden biomechanisch relevanten Materialien, der Gelenkknorpel und die subchondrale Knochenplatte, eng zusammenwirken und als interaktiv funktionierende Einheit bei der Anpassung an Langzeitbelastung aufzufassen sind (Böhringer et al. 1995, Panula et al. 1998).

Daraus leitet sich verständlicherweise ab, dass Veränderungen in der einen anatomischen Struktur mit Veränderungen in der anderen verbunden sind (Böhringer et al. 1995, Panula et al. 1998, Sokoloff 1963).

Unter der Berücksichtigung von Pauwels' Theorie der „kausalen Histogenese“ (1960, 1965), welche die Adaptationsfähigkeit der Stützgewebe an funktionelle Beanspruchung postuliert, können umgekehrt aus der Verteilung von degenerativen morphologischen Veränderungen (DMV) im Knorpel und der subchondralen Knochendichte die in den TMT-Gelenken tatsächlich vorherrschenden Verhältnisse des Kraftflusses abgeleitet werden. Auf diese Weise werden anhand der individuellen Materialverteilung der Stützgewebe diejenigen Gelenkregionen demaskiert, in denen besonders hohe Druckspitzen vorkommen. Damit können natürlich auch die Bereiche einer Gelenkfläche identifiziert werden, die einer geringeren mechanischen Beanspruchung ausgesetzt sind.

Eine Vielzahl von orthopädischen Untersuchungen konnte zeigen, dass regionale Verdichtungen von lokalen subchondralen Plattenarealen als ein signifikantes Indiz für den unter mechanischen Belastungen auftretenden Kraftfluss anzusehen sind. Besonders eindrucksvoll wurde dies in vielen Studien, beispielsweise von Müller-Gerbl et al. (1989,1990,1992,1998) sowie Eckstein et al. (1995,1997) herausgearbeitet.

Dabei stellt die flächenhafte Darstellung der Dichteverteilung in der subchondralen Knochenplatte mittels CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) eine etablierte und aussagekräftige Methode zur Beurteilung der individuellen Beanspruchungssituation dar. Im Gegensatz zur herkömmlichen Röntgendensitometrie ist die CT-OAM auch am Patienten zur zerstörungsfreien Darstellung der subchondralen Dichten und Mineralisierung anwendbar.

Somit stellt die CT-OAM als nicht invasive und zuverlässige Untersuchungsmethode einen entscheidenden Fortschritt in der biomechanischen Analyse von mechanischen Belastungssituationen dar. Kleinere Gelenke, wie beispielsweise die tarsometatarsalen Gelenke sind bislang nicht genauer untersucht worden. Hinsichtlich der wachsenden epidemiologischen Relevanz von unklaren Schmerzen im Mittelfuß und einer möglichen klinischen Anwendbarkeit erschien es uns daher lohnend, eine derartige Studie über den Mittelfuß durchzuführen.

## 1.2 Fragestellung

In dieser Arbeit soll einerseits die bisher noch nicht geklärte Kraftübertragung an den Gelenkflächen der TMT- Gelenke untersucht, andererseits—die individuelle Anpassung dieser Gelenke an die Lastübertragung dargestellt werden, die eben aus den dynamischen Belastungsmomenten des Fußes resultiert.

Ziel ist es, über eine Analyse der Lokalisation der degenerativen Veränderungen des Gelenkknorpels der TMT- Gelenke und der Verteilung der Dichte in ihren subchondralen Knochenplatten Aufschluss über den Kraftfluss in dieser Brückenregion des Fußskelettes zu erhalten. Dabei möchten wir prinzipielle Aspekte der Kraftübertragung am Fußgewölbe darstellen, um dann relevante Prädilektionsstellen der Überbelastung diskutieren zu können. So hoffen wir, aus diesen Ergebnissen Anhaltspunkte für eine mögliche klinische Anwendung bei unklaren Mittelfußbeschwerden für Menschen in der zweiten Lebenshälfte zu finden.

Als Grundlage hierfür wurden folgende nachstehend beschriebenen morphologischen Parameter der TMT-Gelenke verwendet:

1. Degenerative Veränderungen der Knorpeloberfläche
2. Subchondrale Knochendichte

Die Untersuchung der degenerativ veränderten Knorpeloberflächen basierte auf der Verwendung des speziellen Färbeverfahrens für Gelenkknorpelflächen nach Meachim (1972) sowie auf dem makroskopischen Bewertungsschema von Knorpeloberflächen nach Collins und McElligott (1960).

Die visuelle Beurteilung der subchondralen Plattendichte bzw. ihrer Verteilungsmuster erfolgte mit Hilfe der etablierten CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM).

Auf dieser Untersuchungsgrundlage ergaben sich daher folgende konkrete Fragen:

- 1) Wie verteilen sich degenerative morphologische Veränderungen (DMV) flächenhaft im Gelenkknorpel der TMT-Gelenke?
- 2) Wie gestaltet sich die Verteilung der subchondralen Dichtemuster (Maxima, Minima) ?
- 3) In welchem räumlichen Verhältnis stehen die Knorpeldefekte und die subchondralen Dichten ( Maxima und Minima) zueinander?
- 4) Welche funktionellen Schlüsse erlaubt die Analyse der oben genannten Parameter ( DMV und subchondrale Dichtemuster )?



## 2. Aktueller Kenntnisstand der Literatur

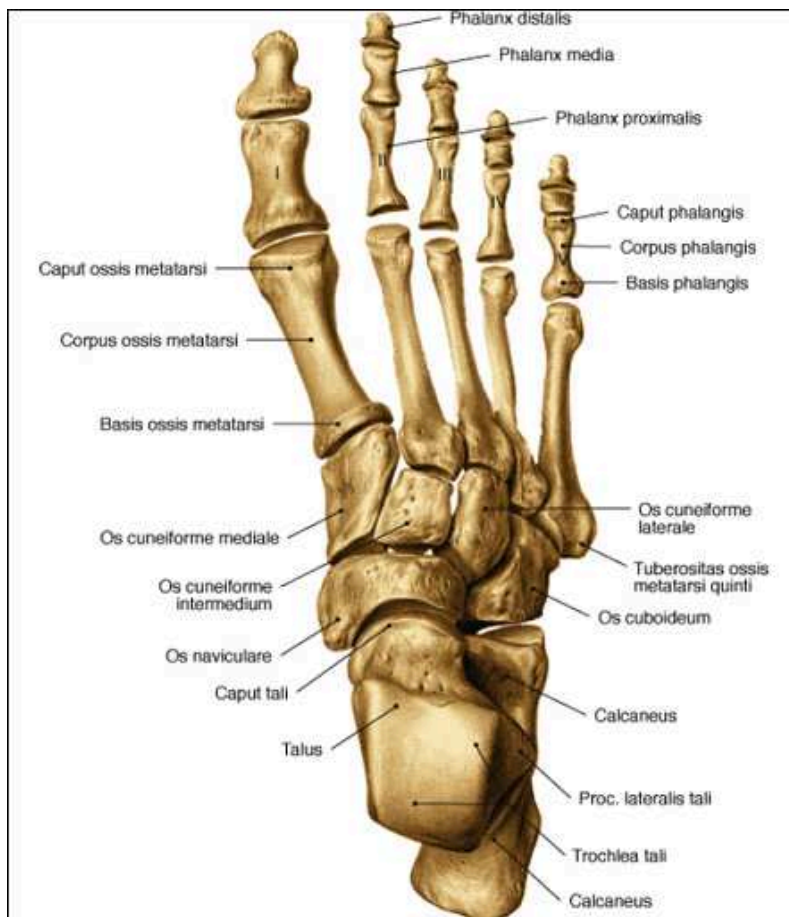
### 2.1 Anatomische Grundlagen

#### *Allgemeines: Knochen der Fußwurzel und Wölbungen*

Homolog zum Aufbau des Handskelettes wird das Fußskelett anatomisch in den Tarsus, den Metatarsus und in die Digiti pedis gegliedert.

Der Tarsus besteht aus insgesamt 7 Fußwurzelknochen, zwei großen, nämlich Talus und Calcaneus, sowie fünf wesentlich kleineren Knochen, Os naviculare, Ossa cuneiformia I-III und Os cuboideum. Ähnlich wie in der Handwurzel sind die Knochen der Fußwurzel reihenförmig angeordnet.

Da jedoch Talus und Calcaneus im Verhältnis zu den anderen Fußwurzelknochen besonders groß sind, kommt hier die zweireihige Anordnung nur undeutlich zum Ausdruck.



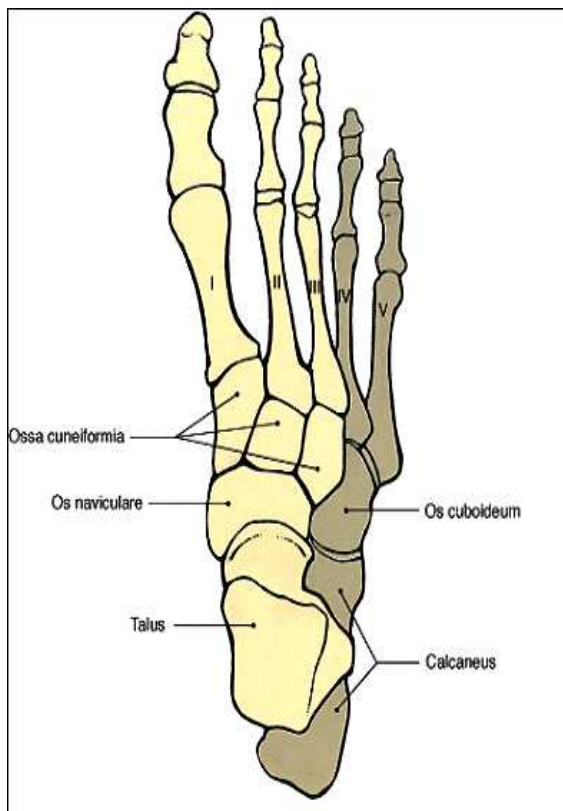
**Abb. 1** Knochen der Fußwurzel ( aus Sobotta, Atlas der Anatomie). Darstellung eines rechten Fußskelettes (Ansicht von dorsal).

Der Talus, das Os naviculare, die drei Ossa cuneiformia, die Ossa metatarsalia I-III und die dazugehörigen Digiti bilden die sogenannte mediale Säule des Fußes. Die laterale Säule besteht aus Calcaneus, Os cuboideum, Ossa metatarsalia IV und V sowie den zugehörigen Digiti (Abb. 1, 2).

Darauf hinzuweisen ist, dass in der angloamerikanischen Literatur das Os cuneiforme laterale zusammen mit dem Os metatarsale III und dem Digitus III oft als eigene intermediäre Säule betrachtet werden.

Aus dieser architektonischen Anordnung der einzelnen Säulen resultiert die Längs- bzw. Querwölbung des Fußes (v. Lanz und Wachsmuth 1972, Waldeyer 2003).

Die Längswölbung ist am stärksten im Bereich der medialen Fußsäule (Großzehenstrahl) ausgebildet und nimmt den größten Anteil des Körpergewichts auf. Die druckübertragenden Kontaktelemente sind hier das Tuber calcanei und die Köpfchen der Metatarsalknochen.

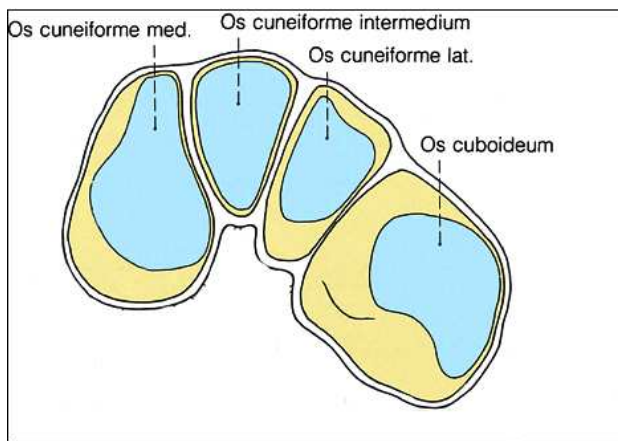


**Abb. 2** Mediale und laterale Fußsäule (aus Sobotta, Atlas der Anatomie). Schematische Darstellung der medialen Fußsäule (gelb) und der lateralen Fußsäule (grau).

Die Querböschung des Fußes, welche die Form eines Halbbogens erkennen lässt, beruht auf der Keilform der drei Ossa cuneiformia. In dieser Formation hat das Os cuboideum auf der fibularen Seite Bodenkontakt, der mediale Fußrand hingegen steht höher (Abb.3).

Der Begriff „Quergewölbe“ ist in der Literatur umstritten, da es sich hierbei nicht um eine echte Gewölbekonstruktion handelt. Bei einem echten Gewölbe sind die keilförmigen Bausteine auf eine Weise zusammengefügt, in der sich alle Bausteine gegenseitig tragen und zur Fixation und Stabilisierung keine Bindemittel mehr benötigt werden.

Am menschlichen Fuß sorgt ein umfassendes plantares Verklammerungssystem aus Bändern, Sehnen und Muskeln für die Stabilität der gewölbeartigen Konstruktion (v. Lanz und Wachsmuth 1972, Kummer 2005). Am intakten Fuß erscheint diese Querböschung in der Fußwurzel- bzw. Mittelfußgegend etwas weniger prominent, da diese in erheblichem Ausmaß von der plantaren Muskelmasse ausgefüllt wird.



**Abb. 3** Querböschung im Bereich des rechten Fußes (aus Benninghoff / Drenckhahn, Anatomie). Schematische Darstellung des ossären Aufbaus der Querböschung im Bereich der proximalen TMT- Gelenkreihe. Ventrale Aufsicht auf die Gelenkflächen.

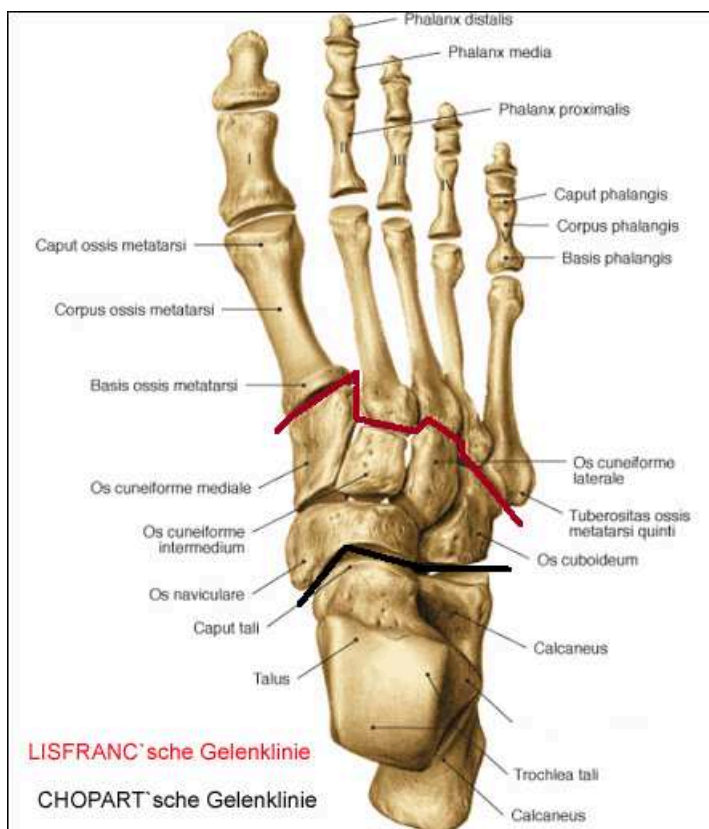
#### *Wichtige Gelenklinien der Fußwurzel*

Am Tarsus existieren zwei Gelenklinien (proximal, distal), welche in der Geschichte der Chirurgie als Amputationslinien Anwendung fanden: Die CHOPART`sche – und die LISFRANC`sche Gelenklinie (Abb. 4).

Die proximal gelegene CHOPART`sche Gelenklinie (auch: Articulatio tarsi transversa) – benannt nach dem französischen Chirurgen Francois Chopart (1743-1795) – besteht aus der Art. calcaneocuboidea (zwischen Calcaneus und Os cuboideum) und der Art. talocalcaneonavicularis (zwischen Talus, Calcaneus und Os naviculare). Diese S-förmig geschwungene transtarsale Gelenklinie stellte in der damaligen Kriegschirurgie eine empfohlene Absetzungslinie dar. Heute wird sie nur eingeschränkt bei schwierigen intraoperativen Arbeitsbedingungen benutzt.

Eine zweite Gelenklinie, die LISFRANC'sche Gelenklinie, auch Articulatio tarsometatarsalis genannt, liegt zwischen den drei Ossa cuneiformia, dem Os cuboideum und den Basen der Metatarsalknochen, wobei ihr Verlauf stellenweise geknickt erscheint.

Der Namensgeber dieser Gelenklinie war der Franzose Jacques Lisfranc (1790-1847), der als Feldchirurg in der napoleonischen Armee tätig war. Damals fungierte die LISFRANC'sche Gelenklinie als Absetzungslinie bei der Exartikulation der Ossa metatarsalia. In der heutigen Chirurgie wird dieses Verfahren praktisch nicht mehr angewandt. Grund hierfür ist die mit dem Skalpell relativ schwer zu verfolgende Gelenklinie.



**Abb. 4** Wichtige Gelenklinien der Fußwurzel ( unter Verwendung einer Abbildung aus Sobotta, Atlas der Anatomie). Darstellung eines rechten Fußskelettes. Aufsicht auf die dorsale Seite ( Fußrücken ). Der Verlauf der beiden Gelenklinien ist jeweils farbig skizziert: LISFRANC (rot), CHOPART (schwarz).

#### *Tarsometatarsale Gelenklinie ( LISFRANC'sche Gelenklinie)*

Die von schräg medial-distal nach lateral-proximal verlaufende tarsometatarsale Gelenklinie ist leicht konvex gebogen und erscheint mehrfach abgelenkt (Abb.4).

Dies wird hervorgerufen durch die unterschiedliche Größe und Ausdehnung der einzelnen Ossa cuneiformia bzw. des Os cuboideum, insbesondere durch die nach proximal versetzte Basis des zweiten Metatarsalknochens.

Bezüglich seiner Fläche und Längenausdehnung ist das Os cuneiforme intermedium das kleinste und kürzeste von den dreien.

Wegen des verkürzten Os cuneiforme intermedium ragt distal die Basis des zweiten Os metatarsale genau zwischen das Os cuneiforme mediale und laterale hinein und verkeilt sich somit fest in dieser Formation. Das Os cuboideum findet sich etwas versetzt gegenüber dem Os cuneiforme laterale und fällt fibularwärts deutlich schräg ab.

#### *TMT-Gelenke: zentrale und laterale Formation*

In der Regel bilden die TMT-Gelenke drei Gelenke mit zugehörigen Gelenkhöhlen, die jeweils von einer eigenen Kapsel umschlossen sind.

Im ersten TMT-Gelenk, welches tibialseitig liegt, artikulieren das Os cuneiforme mediale und das Os metatarsale I miteinander. Im zweiten TMT-Gelenk stehen das Os cuneiforme intermedium und laterale mit den Basen der zweiten und dritten Metatarsalknochen in gelenkiger Verbindung.

Die Gelenkhöhle des zweiten TMT-Gelenks kommuniziert als einziges TMT-Gelenk über diverse Nebenspalten mit den anderen Gelenken, wie z. B. den Intermetatarsal-Gelenken II und III sowie mit dem Cuneonavicular-Gelenk.

Fibularseitig artikulieren in dem dritten TMT-Gelenk das Os cuboideum mit den Ossa tarsometatarsalia IV und V miteinander.

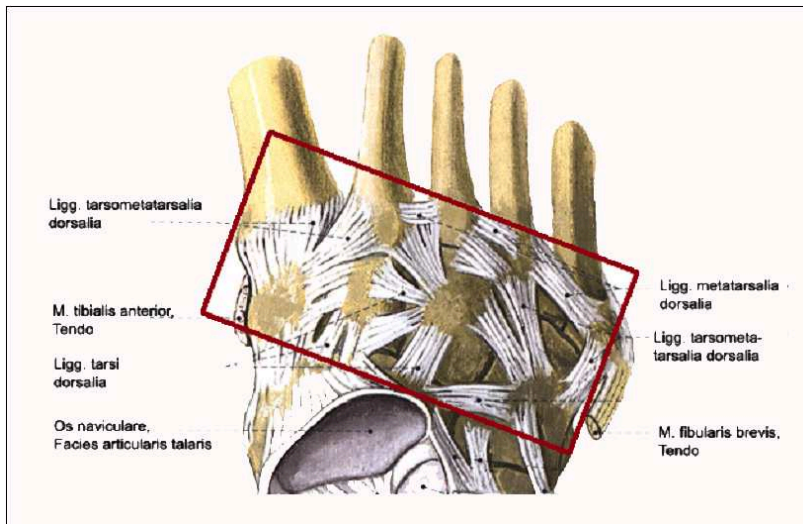
In der Literatur zu den TMT-Gelenken findet sich zuweilen eine weitere funktionelle Unterteilung in ein zentrales TMT-Gelenk (TMT II und III) und in zwei laterale TMT-Gelenke (TMT I, TMT IV und V) mit deutlich größerer Beweglichkeit (De Doncker und Kowalski 1979, Faure 1981).

#### *Bandapparat und dynamisch stabilisierende Muskelsehnen*

Die gesamte Gelenkreihe der TMT-Gelenke wird durch ein differenziertes Ligamentsystem stabilisiert, welches beim Aufsetzen des Fußes in seiner Gesamtheit die Funktion einer federnden Platte erfüllt. In der Hauptsache besteht es aus dorsal, plantar und interossär lokalisierten Bändern: Ligg. tarsometatarsalia, Ligg. intercuneiformia sowie Ligg. metatarsalia.

Generell kann die mechanische Verriegelung des Quergewölbes durch den gesamten interossären Bandapparat unterstützt werden. Die Ligg. metatarsalia ermöglichen eine Verbindung der fünf Metatarsalknochen untereinander, wobei hier besonders die Ligg. metatarsalia dorsalia und plantaria im Bereich der Basen II-IV zu erwähnen sind. Eine Ausnahme stellt die Region zwischen der Basis des ersten und des zweiten Metatarsalknochens dar, da hier keine festen Bandstrukturen existieren und nur spärlich ausgeprägte Faserzüge anzutreffen sind (Abb.5).

Vor allem die dorsale Bandkomponente formiert im distalen TMT-Gelenkbereich ein nahezu kontinuierliches Band um Basen der Metatarsalknochen II-V. Wie einige Studien zeigten, sind im Allgemeinen die Bandsysteme (dorsal, plantar, interossär) nicht alleine verantwortlich für die Stabilität der TMT-Gelenke unter dynamischer Beanspruchung (Blouet 1983).



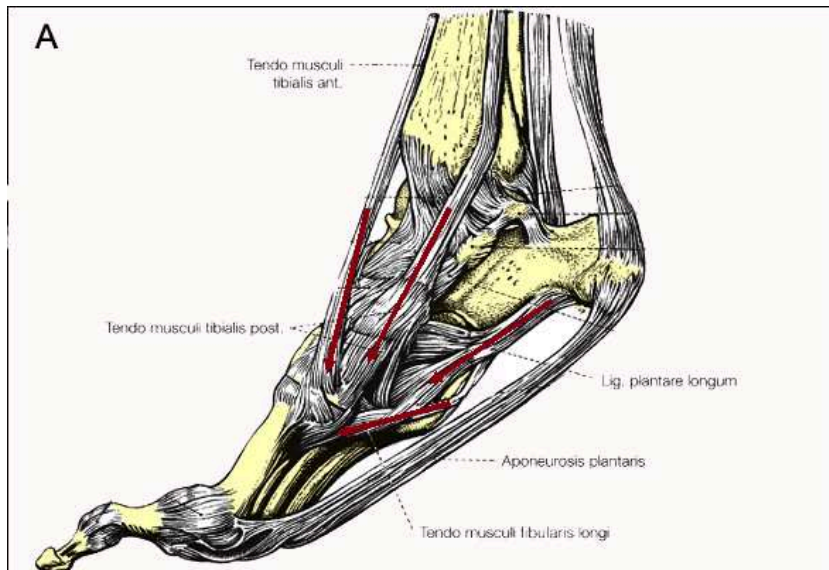
**Abb. 5** Dorsale TMT-Bänder des rechten Fußes (unter Verwendung einer Abbildung aus Wolf-Heideggers Atlas der HumanAnatomie, Band 1).

Die TMT-Gelenke werden zusätzlich dynamisch durch die einstrahlenden Endsehnen des M. tibialis anterior, des M. tibialis posterior, des M. fibularis longus und das Lig. calcaneo-cuboideum plantare stabilisiert. Die Gemeinsamkeit all dieser anatomischen Strukturen besteht darin, dass sie entweder im Bereich der Ossa cuneiformia bzw. im Bereich der metatarsalen Basen inserieren und somit in unterschiedlich intensiver Weise eine Art Zuggurtung des gesamten TMT-Komplexes gewährleisten (Abb. 6 A).

An dieser Stelle sollte noch erwähnt werden, dass die Sehnen des M. tibialis posterior und des M. fibularis longus durch ihren schrägen Verlauf sowohl die Längs- als auch die Querwölbung verspannen (Abb. 6 B,C).

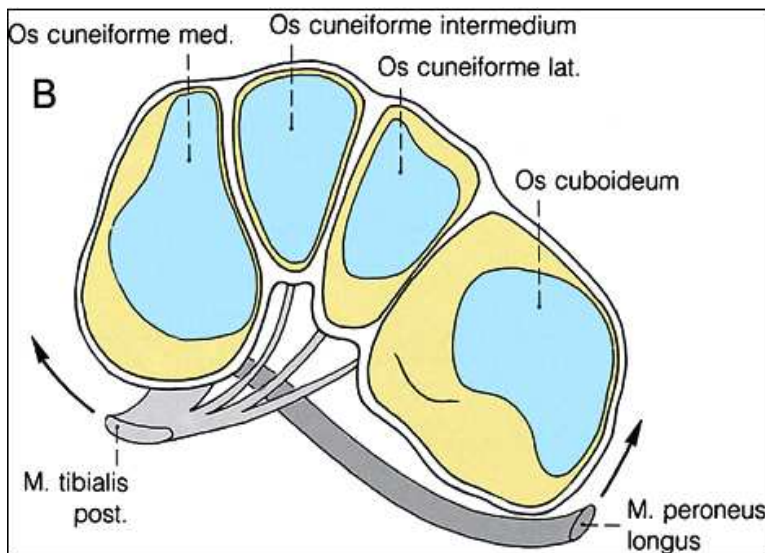
Allerdings ist die Verspannung durch die Fibularissehne effizienter als die der Sehne die des M. tibialis posterior. Ferner ist Querkraftkomponente der Fibularissehne die einzige Kraft, die zum Erhalt der Querwölbung beitragen kann (Kummer 2005).



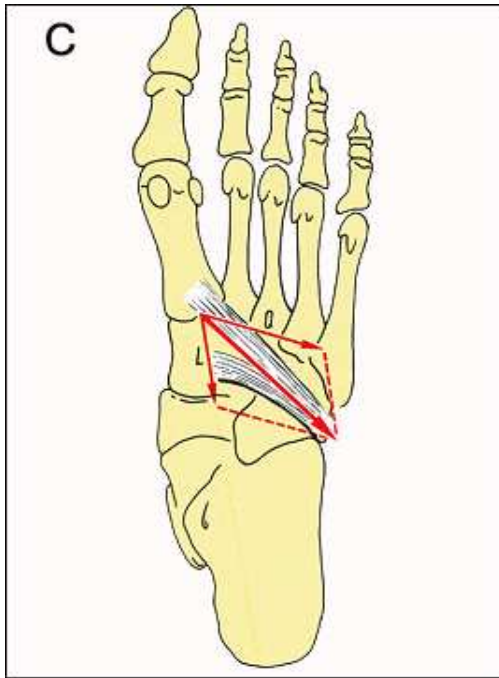


**Abb. 6 A,B,C** Bandsysteme der Fußwölbung (aus Benninghoff / Drenckhahn, Anatomie, Band 2).

A Dynamisch stabilisierende Muskelsehnen und plantare Bandsysteme (unter Verwendung aus Benninghoff / Drenckhahn, Anatomie, Band 2, bearbeitet nach Ebel). Darstellung der einstrahlenden Muskelsehnen (rot) und der Bänder des rechten Fußes. Aufsicht von medial unten, Fuß in Plantarflexion



B Dynamisch stabilisierende Muskelsehnen (aus Benninghoff/ Drenckhahn, Anatomie, Band 2). Ventrale Aufsicht auf die proximalen TMT-Gelenkreihen. Schematische Darstellung der Querwölbung des rechten Fußes mit den einstrahlenden Muskel- sehnen des M. tibialis posterior und des M. fibularis longus



C Verspannung der Fußwölbung, Kraftkomponenten. Ansicht des Fußskelettes von plantar (aus Benninghoff/ Drenckhahn, Anatomie, Band 2 ). Schematische Darstellung des Beitrags des M. fibularis longus zur Verspannung der Fußwölbung. L bezeichnet die Längskomponente und Q die Querkomponente

## 2.2 Funktion und Kinematik

Bei den TMT-Gelenken handelt es sich um Amphiarthrosen, d.h. um Gelenke, die aufgrund ihrer kräftigen Bandführung und der Form ihrer Gelenkflächen nur eine geringe Beweglichkeit besitzen. Dadurch aber kann ein hohes Maß an mechanischer Stabilität gewährleistet werden.

Die wesentliche Rolle dieser Gelenkart besteht darin, in den beteiligten Knochenelementen auftretende Biegespannungen soweit als möglich zu reduzieren und damit die notwendige Knochenmasse klein zu halten.

Außerdem wird dadurch eine möglichst breite Beteiligung der übrigen Elemente des Fußskelettes erreicht. Unter dynamischen Bedingungen besitzen diese Gelenke auch stoßdämpfende Eigenschaften. Die TMT-Gelenke ermöglichen in nur geringem Ausmaß Plantar- und Dorsalbewegungen und sind in die Torsionsbewegungen von Vor- und Rückfuß involviert (Abb. 7).

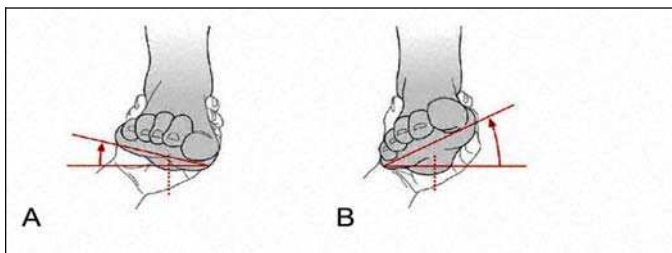
Im Vergleich zu den zentralen Strahlen sind die randständigen Ossa metatarsalia I und V relativ frei beweglich. Bei jedem Schritt bzw. beim Abrollen des belasteten Fußes auf den Boden findet eine „Verwringung“ des Fußes statt.

Da jeder Schritt konsekutiv zu einer internen Verwringung seiner einzelnen ossären Bauelemente führt, werden die TMT-Gelenke beim Aufsetzen des Fußes immer passiv mitbewegt. Dies bezeichnet man als Koppelungsmechanismus der intertarsalen und tarsometatarsalen Gelenke (Huson 1983).



Im Zusammenhang mit den Pro- und Supinationsbewegungen werden die TMT-Gelenke bei der „Verwringung“ des Fußes zusätzlich durch die intermetatarsalen Gelenke unterstützt. Trotz geringer Beweglichkeit der Einzelgelenke trägt die Summe der Bewegungsexkursionen zur Verformung des Fußes und damit zur Anpassung an Unebenheiten des Bodens beim Gehen bei. Den TMT-Gelenken kommt dabei eine Schlüsselrolle zu:

Ist die Verwringung gestört, so resultieren Schmerzen und Mobilitätsstörungen.



**Abb. 7** Bewegungsumfang im CHOPART- und LISFRANC- Gelenk (aus Prometheus, Lernatlas der Anatomie: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem); rechter Fuß, Ansicht von ventral.

A Vorfußverwringung nach außen um 20 ° Grad (Pronation)

B Vorfußverwringung nach innen um 40° Grad (Supination)

### 2.3 Struktur und Anpassung des Knochens

Im Gegensatz zu technisch hergestellten Werkstoffen besitzen biologische Materialien, wie der Knochen die Fähigkeit, sich unterschiedlichen mechanischen Beanspruchungssituationen innerhalb bestimmter Grenzen anpassen zu können. Wolff griff 1892 diesen Gedanken erstmalig in seiner Veröffentlichung vom „Gesetz der Transformation der Knochen“ auf.

Essentiell war damals, dass der Knochen als ein an die Funktion angepasstes dynamisches System zu verstehen ist und nicht nur als starrer Stützapparat fungiert. Fast ein halbes Jahrhundert später vertiefte Pauwels diese Überlegung, in dem er die Beziehung zwischen Funktion und Morphologie der Stützgewebe in seiner „Theorie der kausalen Histogenese“ darlegte (Pauwels 1960,1965).

Grundlage dieser Theorie ist, dass aus mechanischen Einflüssen eine Veränderung des mesenchymalen Zellstoffwechsels resultiert.

Laut Pauwels existiert für den Knochen ein Sollspannungsbereich. Wird dieser im Sinne einer verminderten Beanspruchung unterschritten, so resultiert ein Abbau des Knochens. Wird hingegen der Knochen vermehrt beansprucht und dieser Sollbereich nach oben hin überschritten, so erfolgt ein Materialaufbau.

## 2.4 Grundprinzipien der Gelenkbeanspruchung

Die Beanspruchung eines Gelenks wird von den wirkenden Kräften und den Hebelarmen bestimmt. Als vektorielle Summe der beteiligten Kräfte ergeben sich daraus Größe und Verlauf der Resultierenden. Die Lage des Durchstoßpunktes der Kraftresultierenden ist dabei maßgebend für die Verteilung der lokalen Spannung in der Gelenkfläche. Sie wird aus dem Quotienten von Kraft und Kontaktfläche ermittelt (Pauwels 1963, Kummer 1968).

Die Spannungsverteilung wird allerdings ganz entscheidend auch von der Passgenauigkeit der Gelenkkörper bestimmt (Pauwels 1963, Eckstein et al. 1994). Im mathematischen Modell kann dies mit Hilfe von Finite-Element-Modellen (FEM) beschrieben werden (Merz et al. 1997).

Für die Gelenke des Mittelfußes gilt verständlicherweise, dass sie auf den jeweiligen aktuellen Positionswechsel des Fußes und den damit ggf. verbundenen Belastungsanstieg mit jeweils möglichst ausgedehntem Flächenkontakt reagieren sollten. Dies konnte Lakin in seiner biomechanischen Studie über die TMT- Gelenke aus dem Jahre 2001 nachweisen. Er konnte insbesondere zeigen, dass auch bei den kleinen Gelenken des Mittelfußes die Größe der Kontaktflächen für die Verteilung der insgesamt einwirkenden Kräfte entscheidend ist. Sehr große Kräfte werden von den zentralen TMT-Gelenken II und III auf die randständigen, beweglicheren TMT-Gelenke I, IV und V verteilt (Lakin 2001).

Aus einer Reihe von Untersuchungen ergibt sich, dass die subchondrale Knochendichte als direkter morphologischer Parameter der mechanischen Beanspruchung aufgefasst werden kann (Müller-Gerbl et al. 1989,1990,1992). Das Ausmaß der subchondralen Mineralisierung ist als summative Reaktion aller beteiligten Strukturen über einen längeren Zeitraum hin zu verstehen. Carter verdeutlichte diesen Sachverhalt eindrücklich mit der im Englischen treffenden Bezeichnung „loading history“ (Carter 1984, 1987).

Jegliche Veränderung der mechanischen Verhältnisse an einem Gelenk, wie beispielsweise eine Änderung der Kontaktflächengeometrie oder eine Veränderung der Gelenksachsen von miteinander artikulierenden Knochen kann Größe und Verlauf der auf das Gelenk einwirkenden Kräfte verändern. Letztlich resultiert daraus eine veränderte Spannungsverteilung, welche wiederum zu einer entsprechenden Anpassung des Musters der subchondralen Mineralisierung führt. Zwar bleibt die Frage offen, wie sich der Signalweg zwischen lokaler Spannung und Knochenzelle genau gestaltet, anzunehmen ist jedoch, dass die Balance des Knochenremodellings von einer ganzen Reihe von Faktoren bestimmt wird (Lanyon 1982), die letztlich alle auf die Aktivität der Osteozyten wirken.

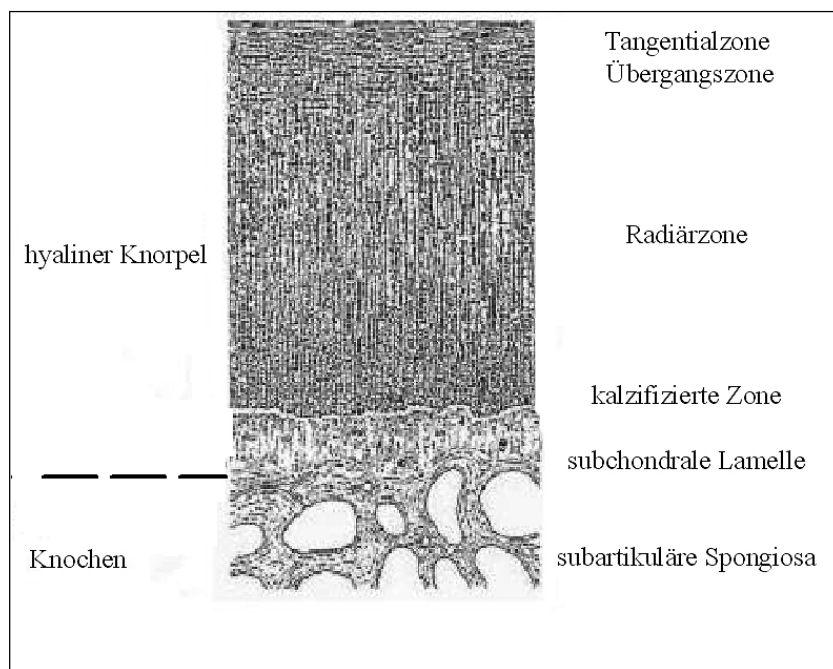
Eine Möglichkeit, die subchondrale Knochendichte nicht-invasiv zu erheben, stellt das von Müller-Gerbl et al. (1989, 1990, 1992) entwickelte Verfahren der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) dar, das in zahlreichen Studien validiert und angewendet wurde (Eckstein et al. 1992, Giunta et al.1997, Anetzberger et al. 1994). Mit dieser Methode ist auch am Patienten eine Beurteilung der Gelenke in Bezug auf die dort vorherrschende mechanische Beanspruchung möglich. Da generell abweichende Mineralisierungsmuster auf Fehlbelastungen schließen lassen, eröffnet sich damit ein großer Spielraum für Gelenkdiagnostik und Verlaufskontrolle postoperativ.

So kann unter Inkaufnahme einer gewissen Strahlenexposition z.B. im sportmedizinischen Sektor mittels der CT-OAM eine Überbelastung der betroffenen Gelenke nachgewiesen werden.

## 2.5 Struktur und Anpassung der subchondralen Knochenplatte

Bei vielen Studien über den subchondralen Knochen werden – je nach Autor - oft unterschiedliche anatomische Strukturen als Bezug verwendet. Einige Autoren, wie Böhringer et al. (1995) schließen die subchondrale Spongiosa in die Begriffsdefinition der subchondralen Knochenplatte mit ein, andere wie, Clark und Huber (1990) oder Duncan et al. (1987) beschränken sich auf die oberste Lamelle der Spongiosa.

Die vorliegende Arbeit orientiert sich an der Definition von Milz und Putz (1994). Als „subchondrale Knochenplatte“ (SCBP) wird die oberflächlich gelegene Knochenlamelle bezeichnet, die den kalzifizierten Knorpel vom Markraum trennt (Abb.8). Kalzifizierte Knorpelschicht und subchondrale Platte können zur „subchondralen Mineralisierungszone“ zusammengefasst werden.



**Abb. 8** Subchondrale Knochenplatte. Schematische Darstellung des Aufbaues der subchondralen Knochenplatte (nach Müller- Gerbl 1998).

In den wissenschaftlichen Fokus von Untersuchungen rückte die subchondrale Knochenplatte vor allem zu Beginn der Arthroseforschung in den 1970er Jahren. Radin und Paul (1970) sahen ihre Hauptaufgabe in der Dämpfung axialer Stöße und im damit verbundenen Schutz des darüber liegenden Gelenkknorpels.

Dies wird durch die spezielle Steifigkeit der Knochenplatte ermöglicht. Grundsätzlich gilt, dass diese mit dem Grad der Dichte stets zunimmt.

Zu bedenken dabei ist, dass dadurch gleichzeitig die absorbierenden Eigenschaften vermindert werden.

So hält der subchondrale Knochen in der Genese der Osteoarthrose eine wichtige Schlüsselrolle inne, denn aus einer dauerhaft gesteigerten mechanischen Belastungssituation resultiert im Sinne der Adaptationsvorgänge eine Dichtezunahme. Damit verbunden ist auch eine vergrößerte Steifigkeit mit konsekutiv verringertem Dämpfungspotential.

Im weiteren zeitlichen Verlauf ist der Gelenkknorpel dann höheren Scherkräften ausgesetzt, so dass strukturelle Veränderungen, wie Auffaserungen und Rissbildungen entstehen können.

## **2.6 Gelenkknorpel: Regional unterschiedliche Komposition und Eigenschaften der Knorpelmatrix**

Der hyaline Gelenkknorpel stellt ein hochfunktionelles und komplexes Gewebe dar (Athesian et al. 1994). Zu den wesentlichen Aufgaben des Gelenkknorpels zählen sowohl die Reduktion der Reibung innerhalb des Gelenkspaltes als auch die gleichmäßige Kraftübertragung des lokalen Druckes auf die darunter liegende subchondrale Knochenplatte.

Die biomechanischen Eigenschaften werden vor allem durch die Interzellulärsubstanz bestimmt, welche sich im Wesentlichen zu 60-80% aus Wasser, gelösten Ionen, Proteinen und Mineralstoffen zusammensetzt.

Solide Bestandteile machen die übrigen 20-40% aus, Kollagenfasern (hauptsächlich Typ II) und Proteoglykane (Hauptvertreter: Aggrecan).

Die Zugfestigkeit des Knorpels basiert vor allem auf dem Kollagen. Proteoglykane hingegen, gewährleisten eine enorm hohe Druckfestigkeit des Knorpels (Frick et al. 1992, Eckstein et al. 2001).

Je nach Gelenk, Knorpellokalisierung, Knorpelzone und Matrixregion existieren Unterschiede in Aufbau, Organisation und mechanischen Eigenschaften der Matrix. Darüber hinaus zeigten aktuelle Untersuchungen, dass sowohl die Stoffwechselaktivität als auch die Sensibilität gegenüber biochemischen bzw. metabolischen Parametern von Gelenk zu Gelenk variieren können.

An dieser Stelle klingt die Grundsatzfrage an, weshalb pathologische Prozesse der Stützgewebe, insbesondere des Knorpels einige Gelenke weitaus häufiger und schwerwiegender betreffen als andere (Kniegelenk 7-11%; Felson et al. 1987, Felson et al. 1995; oberes Sprunggelenk < 1 %; Peyron 1984).

Betrachtet man die Aspekte der Initiation und des Progresses der Degeneration, so können diese - neben anatomischen Unterschieden - zumindest teilweise durch signifikante biochemische, metabolische und biomechanische Eigenschaften erklärt werden.

So kamen mehrere Studien (Huch 2001, Kuettner und Cole 2005, Treppo et al. 2000) zu dem Ergebnis, dass sich der talokrurale Gelenkknorpel im Gegensatz zum tibiofemorale deutlich zellreicher sowie dichter im Aufbau gestaltet und im Allgemeinen eine gesteigerte Syntheserate von Proteoglykanen besitzt.

Ebenso zeigten sich die talokruralen Chondrozyten generell resistenter gegenüber der bekannterweise Interleukin-1 induzierten Proteoglykansynthese-Hemmung. Diese experimentellen Befunde stehen ganz im Gegensatz zu denen des tibiofemorale Knorpels:

Denn gerade hier besteht eine besonders hohe Ansprechrate der Chondrozyten auf das Interleukin-1. So ergeben sich wohl daraus verschieden große Reparatur-Kapazitäten von regionalem Knorpelgewebe, die im Langzeitverlauf von mechanischen Belastungen determinierend für pathologische Veränderungen - in jeweils unterschiedlicher Ausprägung - sein können.

### 3. Material

Für die Untersuchung standen insgesamt sieben Feuchtpräparate von formalinfixierten vollständigen TMT-Gelenkserien aus dem anatomischen Präparierkurs zur Verfügung, wovon vier Gelenkserien von weiblichen Donatoren und drei von männlichen Donatoren stammten (Tab.1). Der Altersmedian lag im Kollektiv bei 80,8 Jahren, der Bodymass-Index bewegte sich bei allen Spendern im Normbereich, im Durchschnitt bei 21.1 (normal: 20-25).

Unter Mitbeteiligung eines erfahrenen Radiologen wurden die insgesamt sieben Füße aus einer Auswahl von 30 Präparaten als altersmäßig „normal“ eingestuft. Die Auswahl erfolgte auf Grund von makroskopischen Beurteilungen und digitalisierten Röntgenaufnahmen, die ebenso wie konventionelle CT-Datensätze dankenswerterweise in Zusammenarbeit mit dem Radiologischen Institut der LMU München, Klinikum Innenstadt (Direktor Prof. Dr. M. Reiser) erstellt werden konnten.

Präparat Nr.	Fuß	Geschlecht	Sterbealter	Grösse cm	Gewicht kg
64-04	rechts	männlich	84	165	58
75-04	rechts	männlich	71	174	50
103-04	links	männlich	94	168	56
93-04	rechts	weiblich	90	143	57
97-04	links	weiblich	85	166	75
108-04	links	weiblich	83	159	60
125-04	rechts	weiblich	80	164	110

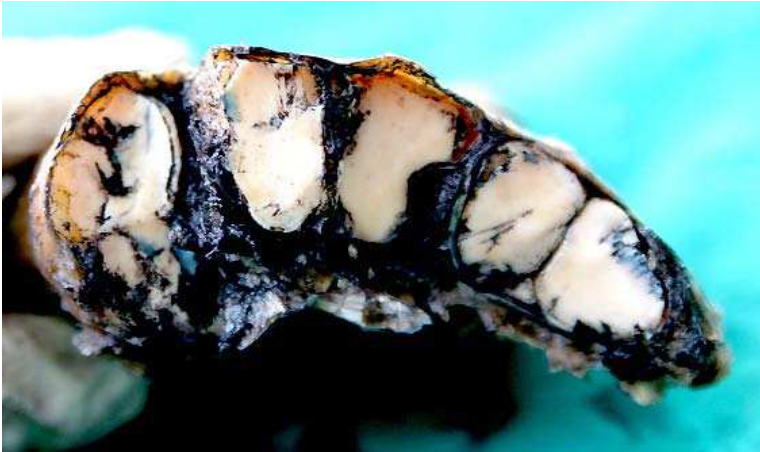
**Tab. 1** Übersicht über die verwendeten Präparate.

### 4. Methoden

#### 4.1 Gelenkknorpel: Färbeverfahren nach Meachim (1972) und makroskopische Beurteilung nach Collins-McElligott (1960)

Die formalinfixierten Feuchtpräparate wurden nach Beendigung des studentischen Präparationskurses mit intakter Haut und unversehrten Weichteilen übernommen. Die Präparation erfolgte nach einem standardisierten Schema von der Cutis bis zu den Gelenkkapseln des zentralen Fußbereiches. Die anschließend vollständig eröffneten Gelenkkapseln ermöglichten eine exponierte Darstellung jeder einzelnen und unversehrten TMT-Gelenkfläche der sieben Präparate.

Anschließend wurde jede einzelne Gelenkfläche (insgesamt 63 Gelenkflächen) nach einem standardisierten Färbeverfahren mit Tusche ( Indian-Ink nach Meachim,1972) bearbeitet: Nach kurzer Einwirkzeit der Anfärbung mit Indian-Ink wurden die Präparate im dreistufigen Wasserbad 20 Sekunden lang ausgewaschen (Abb.9).



**Abb. 9** Angefärbte TMT-Gelenkflächen mit Tusche nach Meachim (1972). Darstellung einer distalen TMT-Gelenkserie; Ansicht von ventral. Die im Sinne von degenerativen morphologischen Veränderungen schwarz angefärbten Areale sind deutlich sichtbar.

Zur exakten Beurteilung der Lokalisation der makroskopisch sichtbaren Veränderungen des Gelenkknorpels wurde jede Gelenkfläche in jeweils vier Quadranten unterteilt: medio-dorsal, medio-plantar, latero-dorsal, latero-plantar. In jedem der vier Quadranten einer Gelenkfläche wurden dann unter Zuhilfenahme einer Stereolupe die makroskopisch sichtbaren morphologischen Veränderungen der Knorpeloberfläche bestimmt und auf einem standardisierten Bewertungsbogen dokumentiert (Abb. 10).

Zur Beurteilung des Gelenkknorpelstatus bzw. des Degenerationsgrades der Knorpeloberfläche wurde das etablierte Bewertungsschema von Collins und McElligott (1960) verwendet:

Grad 0: makroskopisch vollkommen intakte, blande Knorpeloberfläche;

Grad 1: leichte Fibrillationen, keine Veränderungen der Gelenkflächengeometrie;

Grad 2: tiefe Fibrillationen, tiefe Fissuren mit/ ohne Blasenbildung sowie kleine Osteophyten;

Grad 3: flächenhaft ausgedehnte, tief fibrilliert-fissurierte Areale, gut sichtbare Osteophytenbildung, Erosionen bis auf den subchondralen Knochen (< 30% der gesamten Gelenkfläche);

Grad 4: mit > 30% Erosionen bis auf den subchondralen Knochen mit prominenten Osteophyten, Kantenbildung an den Rändern, makroskopisch manifeste Veränderungen der Gelenkflächengeometrie.





**Abb. 10** Einteilung der TMT- Gelenkflächen in jeweils vier Quadranten zur makroskopischen Beurteilung nach Collins und McElligott (1960)

A Degenerative morphologische Veränderungen der TMT-Gelenkflächen: Aufsicht auf die metatarsalen Basen I-V

B Orientierungsskizze

#### 4.2 Auswertung der Befunde

Zur Abschätzung des Schädigungszustandes einer gesamten Gelenkfläche wurde die Summe aus den Bewertungen aller vier Quadranten benützt. Auf Basis dieses Gesamt-Scores (Minimum: 0 Punkte, Maximum: 16 Punkte) war eine Differenzierung in nicht geschädigte (< 4 Punkte), leicht (4 - 7 Punkte), mittel (8 - 11 Punkte) und schwer geschädigte (12 - 16 Punkte) Gelenkflächen möglich.

Auf diese Weise gelang uns eine differenzierte Darstellung der degenerativ morphologischen Veränderungen der Knorpeloberflächen der einzelnen TMT-Strahlen I-V. Auch konnte damit ein Überblick über das lokale Ausmaß degenerativ stärker geschädigter TMT-Gelenke erreicht werden.

Die Einzelbewertung eines jeden Quadranten einer TMT-Gelenkfläche ermöglichte es uns, durch die Summation aller Bewertungspunkte einer Quadrantengruppe (z. B. medio-dorsal etc.) eine Einschätzung darüber zu erhalten, welche Quadranten tendenziell stärker degenerative Veränderungen des Gelenkknorpels aufweisen.



### **4.3 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM): Densitogramme der TMT-Gelenkflächen**

Als Grundlage für die Erstellung von Densitogrammen der subchondralen Platten der TMT-Gelenke dienten uns Datensätze von coronaren CT- Schichtaufnahmen der insgesamt sieben Gelenkserien (Abb. 11 A). Diese wurden an einem Gerät des Herstellers Siemens (Somatom Plus) erstellt. Als Fenster für die Bilddarstellung erwies sich eine Spanne von 300-2000 HU als besonders geeignet. Jeder Fuß wurde einzeln und in Seitenlage - auf dem lateralen Fußrand liegend - neben einer Phantomreferenzplatte auf der Liegefläche fixiert. Bei dieser Platte handelt es sich um einen zweischichtigen Kunststoffblock, wovon die eine Schicht denselben HU-Wert wie Wasser besitzt und die andere den HU-Wert einer bekannten Kalzium-Konzentration aufweist (200 mg Ca/ml). Die Schnittrichtung lag mit einer Schichtdicke von 1mm in der Frontalebene (= Coronar-Ebene).

Die Weiterverarbeitung der gewonnenen Bilddaten wurde mit Hilfe der etablierten CT-OAM (Müller-Gerbl et al. 1989,1992,1998) durchgeführt. Die Daten wurden zunächst über eine Optical Disc in eine Workstation (IBM RISC Systems 6000) der Anatomischen Anstalt München eingelesen. Für die dreidimensionale Rekonstruktion der TMT-Gelenkflächen müssen dazu in einem ersten Editierschritt unter Verwendung eines Bilddatenanalyse-Programms die betreffenden Gelenkflächen aus den einzelnen CT-Schichtaufnahmen isoliert werden, um die selektive Darstellung jeder einzelnen TMT-Gelenkfläche zu erreichen.

Zur Bildanalyse verwendeten wir das Programm ANALYZE 7.5.5 der Firma MAYO Foundation. Das Ergebnis der beispielsweise isolierten Darstellung des Os cuboideum wurde dann als eigener Datensatz (= B-Datensatz) gespeichert.

Parallel dazu konnte mit der Funktion „Region of interest“ aus allen benachbarten Schnittbildern des B-Datensatzes das Os cuboideum herausvergrößert werden. Im selben Arbeitsschritt wurde dann durch den „Voxel Gradient Shading Algorhythmus“ ein 3-dimensionales Bild der Gelenkfläche rekonstruiert.

Danach erfolgte eine Einstellung des 3-D Bildes von proximal, was einer Aufsicht auf die Gelenkfläche des Os cuboideum von oben her entspricht. Dies ermöglichte die Beurteilung der Gelenkfläche in ihrer maximalen räumlichen Ausdehnung.

In der nächsten Arbeitsphase wurde der angefertigte B-Datensatz erneut in der Workstation geladen und unter Zuhilfenahme der dort vorhandenen Editierfunktion weiter verarbeitet.

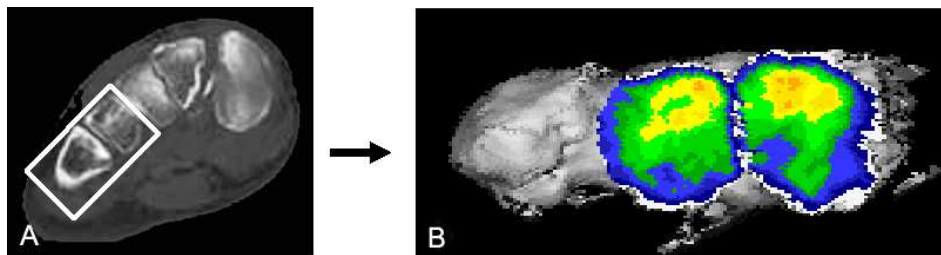
Angestrebt wurde die Isolation der subchondralen Knochenlamelle in sämtlichen Einzelbildern der TMT-Gelenkfläche des zu untersuchenden Knochens. Dies wurde dann als C-Datensatz gespeichert. Dieser C-Datensatz wird benötigt, um - unter Anwendung des „Maximum Intensity Projektions Algorhythmus“ - eine dreidimensionale Rekonstruktion der subchondralen Knochenplatte zu erstellen. Im Anschluss daran wurden die jeweils dichtesten Punkte des subchondralen Knochenplattenareals senkrecht auf die jeweils dreidimensional rekonstruierte Gelenkfläche projiziert.

Zur besseren Differenzierung der unterschiedlichen Knochendichten wurde die Ansicht der subchondralen Knochenlamelle mit der gebräuchlichen „Falschfarben-Darstellung“ unterlegt.

Im Rahmen dieser Falschfarben-Darstellung wurden die einzelnen Grauwerte in verschiedene Graustufenbereiche (= Dichtestufen) von jeweils 100 HU unterteilt. Diese erstreckten sich von Werten >200 HU bis >1400 HU.

Sehr gering mineralisierte Bereiche wurden durch die Farbe dunkelblau repräsentiert. Mit zunehmender subchondraler Dichte folgten dann in weiteren Hell- bzw. Dunkelabstufungen jeweils die Farben grün, gelb, orange, rot, schwarz und zuletzt die Farbe weiß, welche die HU-Werte >1400 erfasste.

Als letzter Arbeitsschritt wurde das rekonstruierte Bild einer TMT-Gelenkfläche und die dreidimensionale farbige Dichtedarstellung der zugehörigen subchondralen Knochenplatte übereinander projiziert. Das Endergebnis dieses gesamten Arbeitsprozesses ist das sogenannte Densitogramm (Abb. 11 B).



**Abb. 11** CT-OAM und Erstellung von Densitogrammen

Beispielhafte Darstellung der subchondralen Dichteverteilung mittels CT-OAM (Müller-Gerbl et al. 1989, 1992).

A konventioneller CT-Datensatz als Grundlage der Untersuchung

B typisches Densitogramm als „Falschfarben-Darstellung“

#### 4.4 Auswertung der Densitogramme

##### *Lokalisation der Dichtemaxima und subchondrale Lagetypen*

Zur Bestimmung von Lage und Ausdehnung des Hauptmaximums wurden die Densitogramme der TMT-Gelenkflächen in Analogie zur makroskopischen Untersuchung der Knorpeloberflächen ebenso in vier Quadranten unterteilt. Als Hauptmaximum wurde die höchste subchondrale Dichtestufe innerhalb des jeweiligen Densitogrammes definiert.

Die Einteilung eines jeden Densitogrammes in vier Quadranten (medio-dorsal, medio-plantar, latero-dorsal, latero-plantar) ermöglichte in der großen Mehrzahl der Fälle eine genaue Zuordnung bezüglich der Lage des subchondralen Hauptmaximums. Im Anschluss konnte dann eine Einteilung in vier unterschiedliche Lagetypen vorgenommen werden.

Zur korrekten Differenzierung der subchondralen Maxima am Os cuboideum haben wir dieses in zwei Teilflächen unterteilt, entsprechend den artikulierenden Basen der metatarsalen Knochen IV und V. Somit konnten pro TMT-Gelenkserie insgesamt zehn Gelenkflächen ausgewertet werden.

Für die exakte Lokalisation der Hauptmaxima wurde ein engeres HU-Fenster gewählt, welches die individuelle Plastizität der subchondralen Knochenplatte umso deutlicher wiederzugeben vermag. Auch hier wurde die Lagebestimmung der Hauptmaxima von jeweils ein- und derselben Person durchgeführt.

### *Auswertung der Dichtestufen in den vier Quadranten*

Zur genaueren Einschätzung der praedominierenden Dichtestufen in den einzelnen Quadranten der Densitogramme haben wir - analog zum Collins-McElligott Schema - auch eine Bewertung der einzelnen Quadranten eines Densitogrammes anhand eines Punkteschemas durchgeführt. Grundlage war auch hier, dass die Farbe dunkelblau die Bereiche mit geringster Dichte repräsentierte und dass in aufsteigender Reihenfolge dann grün, gelb, hellrot, dunkelrot, schwarz und weiß für subchondrale Plattenareale mit höchster Dichte folgten.

Jeder dominierenden Farbstufe (blau, grün, gelb, orange, rot, schwarz oder weiß) binnen eines Quadranten (d. h. > 50 % der gesamten Quadrantenfläche) wurde ein bestimmter Punktwert zwischen 1 (= niedrige Dichtestufen) und 3 (= sehr hohe Dichtestufen) zugeordnet. Auf diese Weise erhielt jeder Quadrant eines Densitogramms für seine prädominante Dichtestufe eine bestimmte Punkt-Wertung:

blau/grün: 1 Punkt (= niedrige subchondrale Dichte)

gelb/orange: 2 Punkte (= mäßig hohe subchondrale Dichte)

rot/schwarz/weiß: 3 Punkte (= sehr hohe subchondrale Dichte)

### **4.5 Gegenüberstellung der Befunde aus der Untersuchung des Gelenkknorpels und der CT-OAM**

Nun wurden die Befunde der TMT-Densitogramme mit den Ergebnissen aus der makroskopischen Beurteilung der Knorpeloberflächen verglichen. Es sollte geklärt werden, in welchem räumlichen Zusammenhang die subchondralen Dichtestufen mit dem Schweregrad der Knorpelläsionen stehen.

Folgendes Schema wurde von uns verwendet, um feststellen zu können, welche subchondrale Dichtestufe sich exakt unterhalb eines degenerativ veränderten Knorpelherdes befindet:

Gruppe a: Der Knorpelherd weist in seiner subchondralen Platte Bereiche auf, die im Vergleich zur gesamten Platte höchste Dichten aufweisen, d. h. der Knorpelherd beinhaltet das Dichtemaximum.

Gruppe b: Der Knorpelherd weist in seiner subchondralen Platte Bereiche auf, die im Vergleich zur gesamten Platte mittlere Dichten aufweisen, d. h. der Knorpelherd ist zwischen Maximum und Minimum lokalisiert.

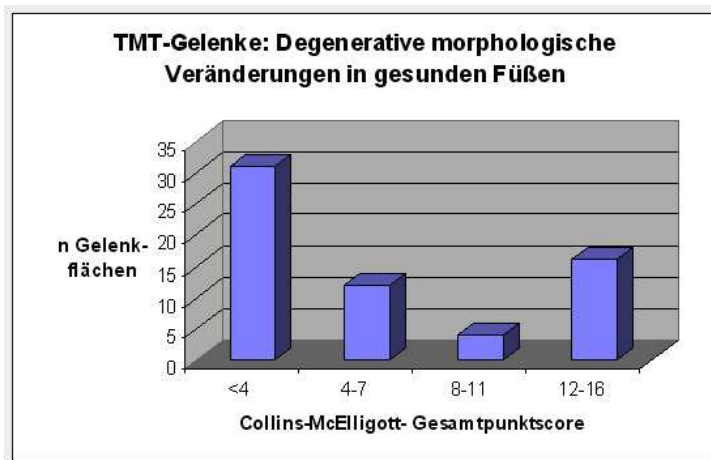
Gruppe c: Der Knorpelherd weist in seiner subchondralen Platte Bereiche auf, die im Vergleich zur gesamten Platte sehr niedrige Dichten aufweisen, d. h. der Knorpelherd beinhaltet das Dichteminimum.

## 5. Ergebnisse

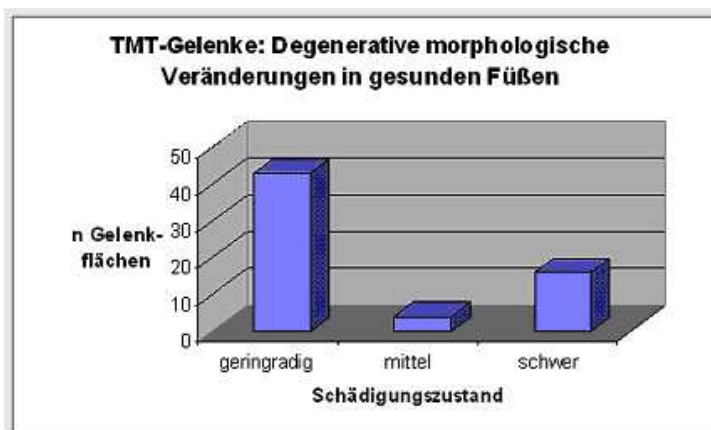
### 5.1 Makroskopische Beurteilung der Knorpeloberflächen

#### Allgemeine Übersicht

Bei weit mehr als der Hälfte der untersuchten Gelenkflächen zeigte sich ein deutliches Überwiegen der nur geringgradig geschädigten Knorpeloberflächen (Abb.12,13). Eine mittel- bis schwergradige Schädigung des Knorpels konnte in etwa einem Drittel der Fälle dokumentiert werden (Gesamt-Score: 8 – 16 Punkte).

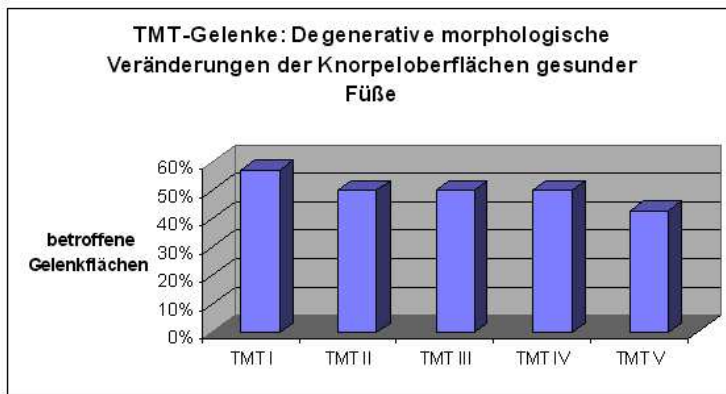


**Abb. 12** Degenerative morphologische Veränderungen der TMT-Knorpeloberflächen in gesunden Füßen. Darstellung der Verteilung anhand des ermittelten Collins-McElligott- Gesamt-Punktescores.



**Abb. 13** Degenerative morphologische Veränderungen der TMT-Gelenkflächen. Auf Basis des Gesamt-Scores war eine Differenzierung in nicht geschädigte (< 4 Punkte), leicht (4 - 7 Punkte), mittel (8 - 11 Punkte) und schwer geschädigte (12 - 16 Punkte) Gelenkflächen möglich. Im Gesamtbild wird ein Überwiegen der geringgradig geschädigten Gelenkflächen deutlich.

Bei der Betrachtung der Verteilung der DMV in den TMT-Gelenken I-V fiel uns auf, dass in der Regel die Anzahl der degenerativ veränderten Knorpeloberflächen bei allen fünf TMT-Gelenken relativ gleichmäßig verteilt waren. Eine Ausnahme bildete hier das erste TMT- Gelenk, an welchem im Allgemeinen die meisten degenerativ veränderten Knorpeloberflächen nachweisbar waren (Abb.14).



**Abb. 14** Degenerative morphologische Veränderungen innerhalb der TMT-Gelenke; Übersicht über die Verteilung der Knorpelschäden. Überwiegend gleichmäßiges Auftreten von degenerativen Veränderungen.

*Prädominante Lokalisation der degenerativen morphologischen Veränderungen und homogene Verteilung der Schädigungsgrade*

Beim Großteil der untersuchten Gelenkflächen lagen die makroskopisch am stärksten sichtbaren degenerativen Veränderungen im Bereich des medialen Gelenkrandes. Für alle medialen Quadranten lag der summierte Durchschnittswert pro Quadrant bei 1,4 Collins-Punkten. Die lateralen Quadranten erhielten im Durchschnitt 1,25 Collins-Punkte.

Als besonderes Phänomen fiel uns auf, dass sich bei weit mehr als der Hälfte aller untersuchten Gelenkflächen ein nahezu homogenes Bewertungsmuster der Knorpeloberflächen ergab. In diesen Fällen waren die sichtbaren degenerativen Veränderungen in allen vier Quadranten einer Gelenkfläche identisch.

Bei den inhomogen verteilten Schädigungsmustern einer Gelenkfläche zeigte sich tendenziell, dass der Knorpel des medialen Randes sowohl dorsal als auch plantar makroskopisch stärker degenerativ verändert war.

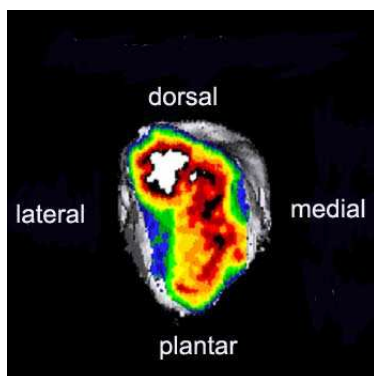
## 5.2 CT-OAM: Befunde aus den Densitogrammen

### *Lagetypen der subchondralen Dichtemaxima: proximale TMT-Gelenkreihen*

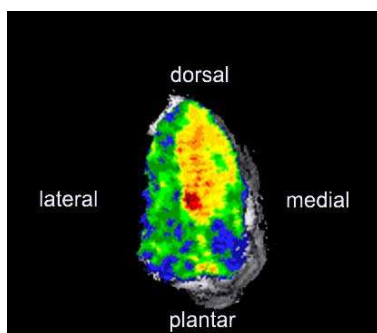
Die mittels der CT-OAM ausgewerteten Ergebnisse der proximalen TMT-Gelenkflächen zeigten innerhalb der subchondralen Knochenplatte vier verschiedene Lagetypen der Hauptmaxima (Abb.15- 19).

Typ	Muster
A:	polymorphes Muster
B:	zentral mit medialen/ oder dorsalen Ausläufern
C:	medial oder medial mit Einbeziehung der dorsalen Oberkante
D:	plantar mit medialen Ausläufern

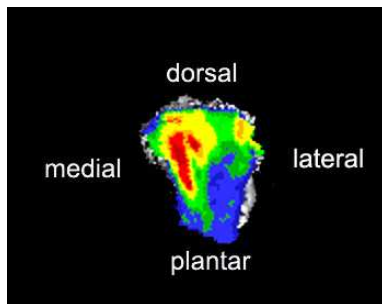
**Abb. 15** Auflistung der vier verschiedenen subchondralen Lagetypen



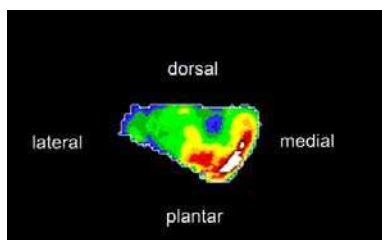
**Abb. 16** CT-OAM, polymorpher Lagetyp A.  
Präparat 103/04, ventrale Aufsicht auf die Basis des Os metatarsale I



**Abb. 17** CT-OAM, zentraler Lagetyp B.  
Präparat 64/04, ventrale Aufsicht auf das Os cuneiforme I



**Abb. 18** CT-OAM, medio- bzw. medio-dorsaler Lagetyp C.  
Präparat 125/04, ventrale Aufsicht auf die Basis des Os metatarsale III

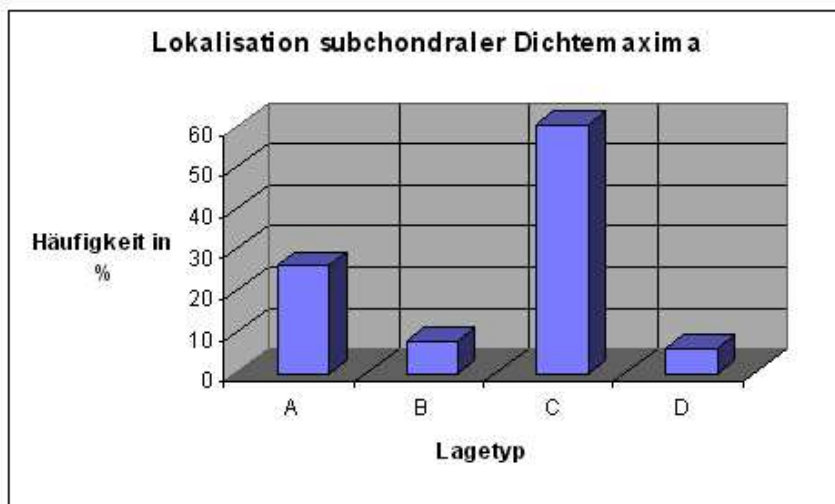


**Abb. 19** CT-OAM, plantarer Lagetyp D.  
Präparat 75/04, ventrale Aufsicht auf das Os cuboideum

Der Typ C mit dem Maximum entlang der medialen Kante und mit gegen den dorsalen Rand gerichteten Ausläufern trat weitaus am häufigsten auf (Abb. 20). Er wurde gefolgt vom Typ A mit seinen polymorph angeordneten Hauptmaxima innerhalb der subchondralen Plattenareale. Allerdings ist dieser Polymorphismus der Dichtemaxima nicht als rein willkürliche Verteilung der subchondralen Dichte aufzufassen.

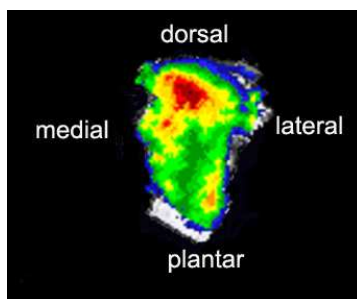
Dieser Verteilungstyp wies ein gewisses Prinzip auf, indem sich die mehr oder weniger gleichwertigen Dichtemaxima weitgehend an den medialen bzw. dorsalen Gelenkrändern orientierten (Abb. 16).

Dann erst folgten mit größerem Abstand die beiden plantaren und zentralen Lagetypen. Die zentral lokalisierten Maxima waren beim Typ B zu finden (Abb. 17). Nur selten traten Dichtemaxima entlang des plantaren Randes vom Typ D auf (Abb.20).

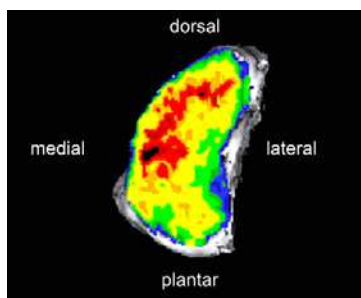


**Abb. 20** CT-OAM: Lokalisation der subchondralen Hauptmaxima. Proximale TMT-Gelenkflächen: Verteilung der Lagetypen in Prozenten. Deutliches Überwiegen des Typs C.

Als wichtiges Ergebnis möchten wir an dieser Stelle festhalten, dass anhand der Lagetypenverteilung deutlich wird, dass beim Großteil der proximalen TMT-Gelenkflächen die Hauptmaxima bevorzugt im Bereich des medialen Gelenkrandes lagen - in der Regel kombiniert mit Ausziehungen zum dorsalen Rand hin (Abb. 21, 22).



**Abb. 21** CT-OAM: Lokalisation der subchondralen Hauptmaxima. Repräsentatives Densitogramm des dominanten Typs C. Präparat 64/04, ventrale Aufsicht auf die Basis des Os metatarsale III



**Abb. 22** CT-OAM: Lokalisation der subchondralen Hauptmaxima. Repräsentatives Densitogramm des dominanten Typs C. Präparat 103/04, ventrale Aufsicht auf das Os cuneiforme I



In einigen Fällen war das Hauptmaximum direkt im medio-dorsalen Kantenwinkel lokalisiert, d. h. genau an der Schnittstelle der beiden Gelenkränder (Abb. 21). Die Differenzierung der Lagetypen zeigte auch, dass das plantare und das zentrale Dichtemaximum in den subchondralen Knochenplattenarealen deutlich seltener nachweisbar waren und nicht zu den dominierenden Lagetypen gezählt werden konnten.

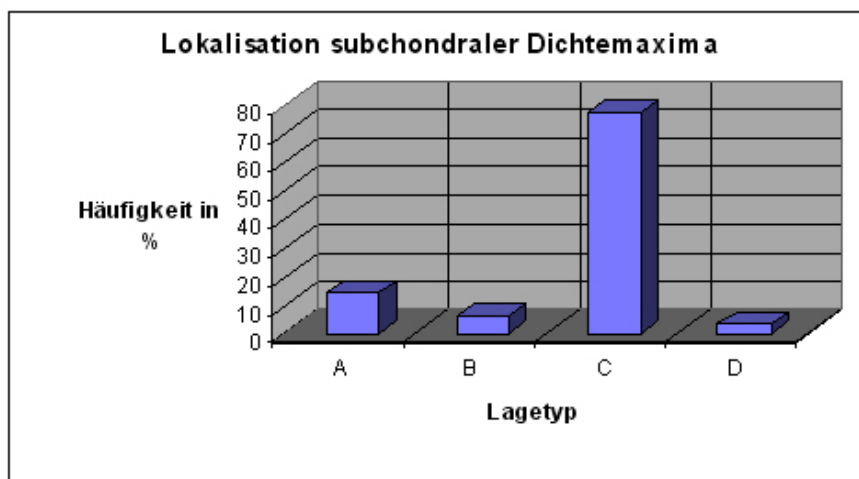
#### *Lagetypen der subchondralen Dichtemaxima: distale TMT-Gelenkreihen*

Bei den distalen TMT-Gelenkflächen waren exakt die gleichen subchondralen Lagetypen der Hauptmaxima identifizierbar wie schon bei den proximalen Gelenkflächen. An den subchondralen Plattenarealen der metatarsalen Basen zeigte sich ein klarer Gesamtbefund in Form eines dominierenden, an den medialen Kanten orientierten Typs C.

Hier war die Etablierung eines medialen Lagetyps mit dorsalen Ausläufern anhand der CT-OAM Befunde noch wesentlich klarer nachweisbar.

Betrachtet man die Häufigkeitsverteilung der distalen Lagetypen, so fällt auf, dass der bei den proximalen TMT-Gelenkflächen noch relativ häufig vertretene polymorphe Typ A in den distalen TMT-Gelenkregionen zu Gunsten des "medialen Kanten-Typs" C verschwand (Abb. 23).

Die plantaren und die zentralen Lagetypen lagen mit ihren Verteilungswerten so dicht beieinander, dass unter diesen beiden kein weiterer vorherrschender Subtyp mehr ermittelt werden konnte.

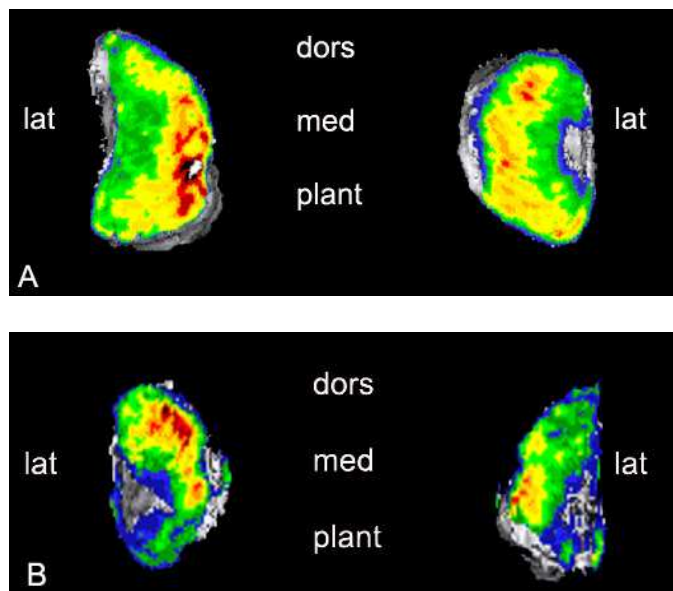


**Abb. 23** CT-OAM: Lokalisation der subchondralen Hauptmaxima. Distale TMT-Gelenkflächen: Verteilung der Lagetypen in Prozenten. Auch hier fand sich – wie schon proximal - eine klare Überlegenheit des Typs C.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass bei den distalen TMT-Gelenkflächen exakt dieselben subchondralen Lagetypen der Hauptmaxima identifizierbar waren wie schon bei den proximalen Gelenkflächen. Doch überwiegt hier der mediale Kanten-Typ C noch klarer als bei den proximalen TMT-Gelenkreihen. Die übrigen Subtypen (polymorph, plantar, zentral) liegen mit ihren Häufigkeitswerten relativ nah beieinander, befinden sich aber deutlich abgeschlagen hinter dem dominanten medialen Kanten-Typ C. Dabei stellt der plantare Lagetyp D das klare Schlusslicht dar, wie dies schon bei den proximalen TMT-Gelenkflächen der Fall war.

### *Spiegelbildlichkeit der proximalen und der distalen Densitogramme*

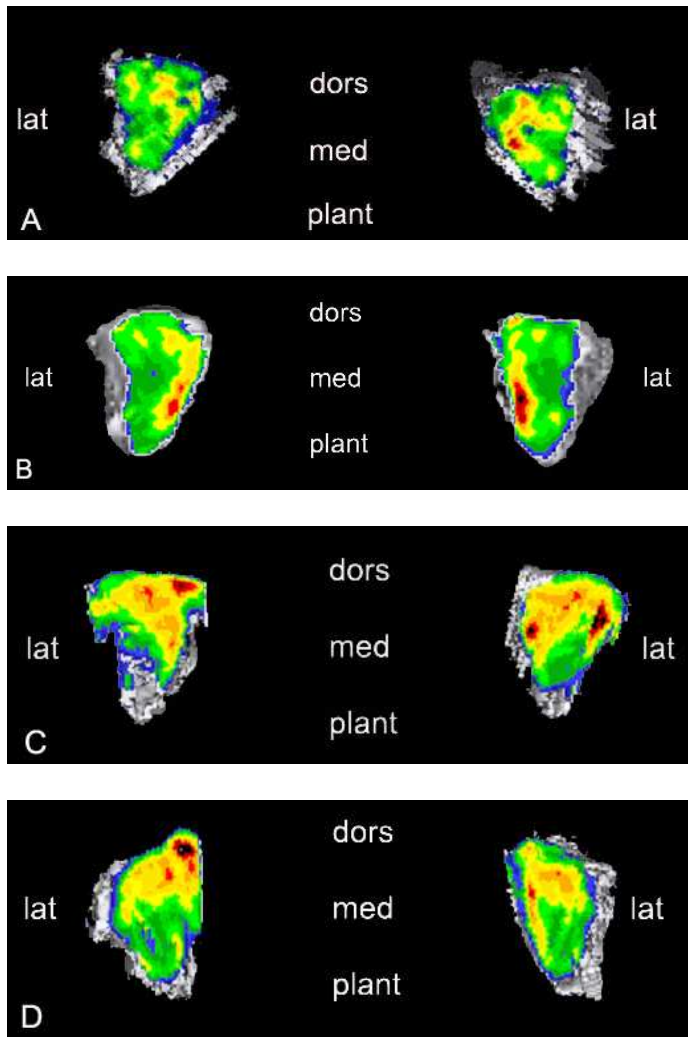
In nahezu allen proximalen und dazu korrespondierenden distalen Gelenkflächen fanden wir spiegelbildliche subchondrale Dichtemuster (Abb. 24-28).



**Abb. 24** Repräsentative Densitogramme der korrespondierenden proximalen und distalen Gelenkpartner des ersten TMT- Gelenks verschiedener Präparate. Jeweils ventrale Aufsicht auf die Gelenkflächen.

A Os cuneiforme I (linker Bildrand) mit der korrespondierenden Gelenkfläche der Basis des Os metatarsale I (rechter Bildrand), Präparat 75/04 (rechter Fuß)

B Basis des Os metatarsale I (linker Bildrand) mit der korrespondierenden Gelenkfläche des Os cuneiforme I (rechter Bildrand), Präparat 108/04 (linker Fuß)



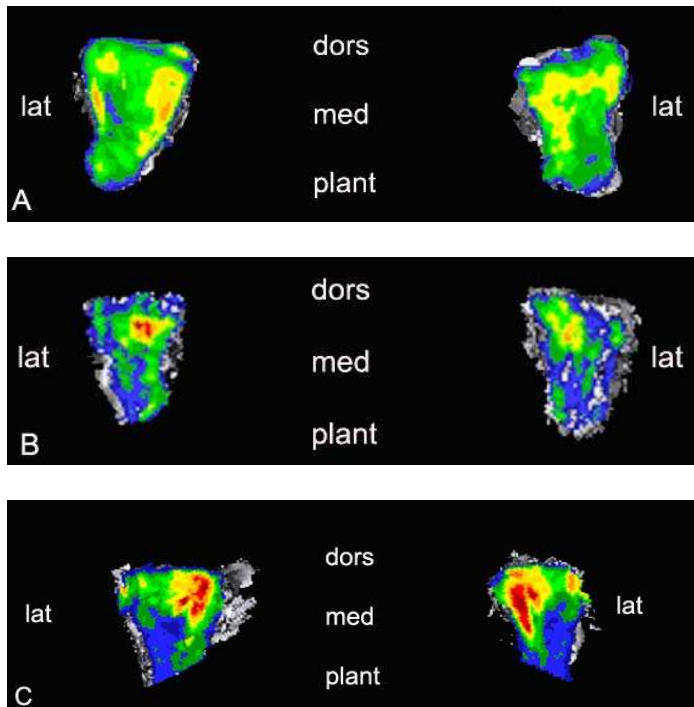
**Abb. 25 A-D** Repräsentative Densitogramme der korrespondierenden proximalen und distalen Gelenkpartner des zweiten TMT-Gelenks verschiedener Präparate. Jeweils ventrale Aufsicht auf die Gelenkflächen.

A Os cuneiforme II ( linker Bildrand) mit der korrespondierenden Gelenkfläche der Basis des Os metatarsale II ( rechter Bildrand), Präparat 64/04 (rechter Fuß)

B Os cuneiforme II ( linker Bildrand) mit der korrespondierenden Gelenkfläche der Basis des Os metatarsale II ( rechter Bildrand), Präparat 75/04 (rechter Fuß)

C Basis des Os metatarsale (linker Bildrand) mit der korrespondierenden Gelenkfläche des Os cuneiforme II ( rechter Bildrand), Präparat 97/04 (linker Fuß)

D Os cuneiforme II ( linker Bildrand) mit der korrespondierenden Gelenkfläche der Basis des Os metatarsale II ( rechter Bildrand), Präparat 125/04 (rechter Fuß)

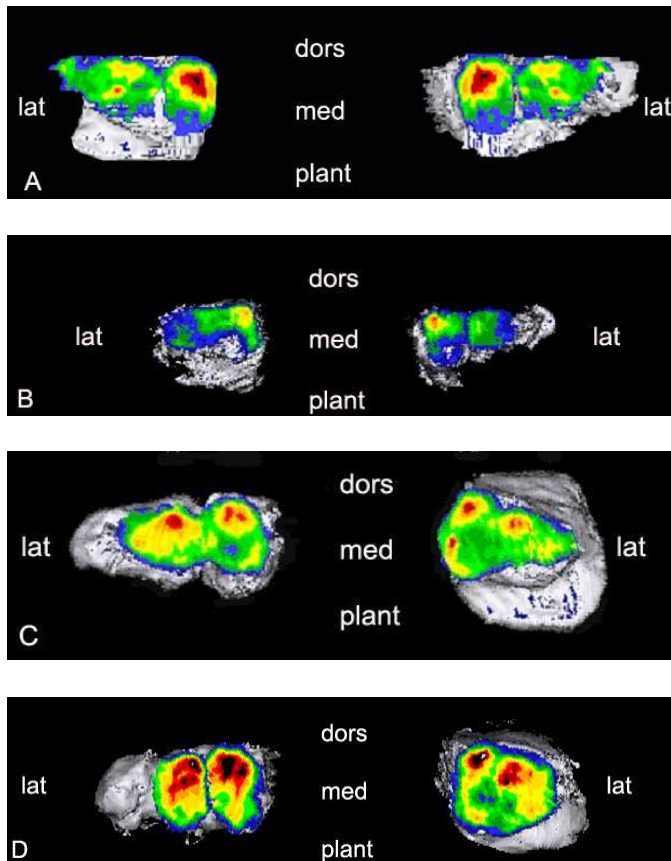


**Abb. 26 A-C** Repräsentative Densitogramme der korrespondierenden proximalen und distalen Gelenkpartner des dritten TMT- Gelenks verschiedener Präparate. Jeweils ventrale Aufsicht auf die Gelenkflächen.

A Os cuneiforme III (linker Bildrand) mit der korrespondierenden Gelenkfläche der Basis des Os metatarsale III (rechter Bildrand), Präparat 75/04 (rechter Fuß)

B Basis des Os metatarsale III (linker Bildrand) mit der korrespondierenden Gelenkfläche des Os cuneiforme III (rechter Bildrand), Präparat 108/04 (linker Fuß)

C Os cuneiforme III (linker Bildrand) mit der korrespondierenden Gelenkfläche der Basis des Os metatarsale III (rechter Bildrand), Präparat 125/04 (rechter Fuß)



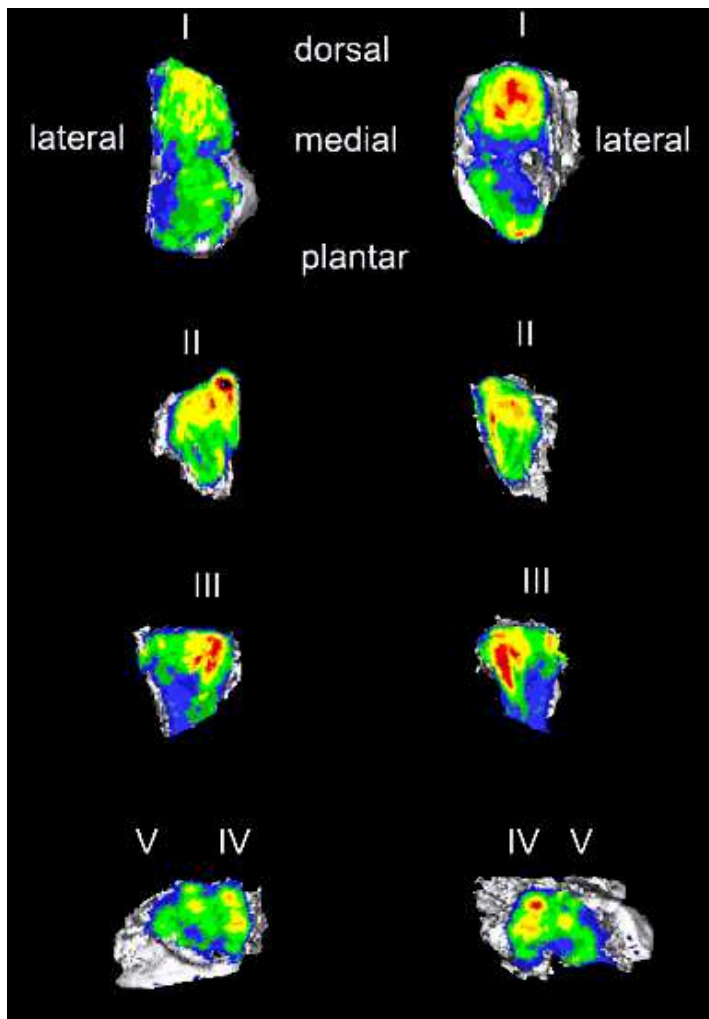
**Abb. 27 A-D** Repräsentative Densitogramme der korrespondierenden proximalen und distalen Gelenkpartner des vierten und des fünften TMT- Gelenks verschiedener Präparate. Jeweils ventrale Aufsicht auf die Gelenkflächen.

A Os cuboideum (linker Bildrand) mit den korrespondierenden Gelenkflächen der Basen der Ossa metatarsalia IV und V ( rechter Bildrand), Präparat 64/04 (rechter Fuß)

B Os cuboideum (linker Bildrand) mit den korrespondierenden Gelenkflächen der Basen der Ossa metatarsalia IV und V (rechter Bildrand), Präparat 63/04 (rechter Fuß)

C Basen der Ossa metatarsalia IV und V ( linker Bildrand) mit der korrespondierenden Gelenkfläche des Os cuboideum ( rechter Bildrand), Präparat 97/04 (linker Fuß)

D Basen der Ossa metatarsalia IV und V ( linker Bildrand) mit der korrespondierenden Gelenkfläche des Os cuboideum ( rechter Bildrand), Präparat 103/04 (linker Fuß)



**Abb. 28** Repräsentatives Densitogramm mit der typischen subchondralen Dichteverteilung einer vollständigen TMT-Gelenkserie (I-V). Ventrale Aufsicht auf die Gelenkflächen, Präparat 125/04 (rechter Fuß). In den Abbildungen A und B wird jeweils die bevorzugte Lage der Hauptmaxima im Bereich des medialen Gelenkrandes - in der Regel kombiniert mit Ausziehungen zum dorsalen Rand hin (Lagetyp C) - ersichtlich.

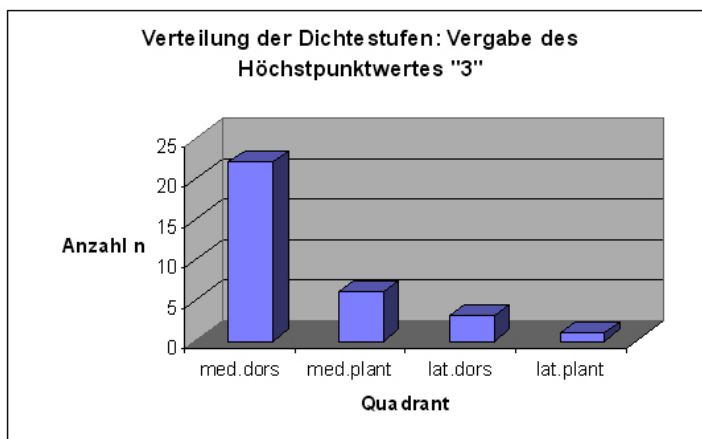
A proximale Gelenkflächen: Ossa metatarsalia I-III, Os cuboideum

B distale Gelenkflächen: Basen der Ossa metatarsalia I-V

### Häufigkeit der Dichtestufen in den vier Quadranten

Auffallend bei der Auswertung der jeweils dominierenden Dichtestufe innerhalb eines Quadranten war, dass hauptsächlich die medio-dorsalen und medio-plantaren Quadranten mit dem Höchstpunktwert 3 bewertet werden konnten, d. h. im Sinne einer vorhandenen höheren subchondralen Dichte = rot/schwarz/weiß Farbstufe (Abb.29).

Betrachtet man die Gesamtheit der untersuchten Quadranten aller TMT-Gelenkflächen, so waren generell in den medialen Quadranten die höheren Dichtestufen nachweisbar. Dagegen waren in den latero-plantaren Quadranten häufig niedrige subchondrale Dichteareale anzutreffen. Diese Befunde korrelieren somit gut mit den Ergebnissen aus der Untersuchung der Lagetypen der Dichtemaxima, in der die Hauptmaxima vornehmlich im medialen Gelenkbereich mit Ausziehungen nach dorsal zu finden waren.



**Abb. 29** Bevorzugte Lokalisation der höheren subchondralen Dichtestufen in den vier Quadranten (medio-dorsal, medio-plantar, latero-dorsal, latero-plantar)

### 5.3 Gegenüberstellung von Gelenkknorpeluntersuchung und CT-OAM

Wie wir schon erwartet hatten, stellte sich in den meisten Fällen bei der Gegenüberstellung von makroskopischer Knorpelschädigung und Verteilung der direkt darunter liegenden subchondralen Dichten eine eindeutige Übereinstimmung zwischen dem Grad der Knorpeldegeneration und der subchondralen Dichte heraus. Grundsätzlich gehen also niedrige bis mäßige degenerative Veränderungen der Knorpeloberfläche mit entsprechend niedrigen bis mäßigen subchondralen Dichtestufen einher. Knorpelherde, die sich stark degenerativ verändert zeigten, wurden demzufolge von sehr hohen subchondralen Plattendichten begleitet (Abb.30).

Allerdings konnten wir bei einem Teil der an sich unauffälligen Gelenkknorpel bereits deutlich erhöhte subchondrale Dichtestufen identifizieren. Bei einigen schwergeschädigten Quadranten war unterhalb des Knorpelherdes keine weitere Differenzierung der subchondralen Plattenareale mehr erkennbar.

Dies bedeutet, dass sich nur noch äußerst geringe Dichtestufen (blau, grün) exakt unterhalb der degenerativ stark veränderten Knorpelareale befinden (Abb. 30).

Schädigungsgrad/ Collins: TMT-Gelenkflächen	Subchondrale Dichte direkt unterhalb eines Knorpelherdes			Summe
	a	b	c	
0	25	35	66	126
1	10	11	14	35
2	7	3	11	21
3	11	5	6	22
4	19	9	20	48
<b>Summe</b>	72	63	117	<b>252</b>

**Abb. 30** Befunde aus der makroskopischen Untersuchung des Gelenkknorpels und der CT-OAM. Gegenüberstellung von makroskopischer Knorpelschädigung und Verteilung der direkt darunter liegenden subchondralen Dichte. In den meisten Fällen Übereinstimmung von Grad der Knorpeldegeneration und Höhe der subchondralen Dichte.



## 6. Diskussion

### 6.1 Material

Zur Verfügung stand eine sorgfältige Auswahl von insgesamt sieben vollständigen humanen Fußpräparaten, die aus dem studentischen Präparierkurs stammten und radiologisch keine nachweisbaren Deformitäten und Fußfehlstellungen besaßen.

Der Umstand, dass unsere Präparate von Menschen höheren Lebensalters stammten - das durchschnittliche Lebensalter betrug 80,8 Jahre - mag auf den ersten Blick problematisch wirken. Wie aber in der Einleitung dargelegt wurde, spielen in epidemiologischer Hinsicht unklare Schmerzen im Mittelfuß mit zunehmendem Lebensalter eine wichtige Rolle. Da der progressive Verlauf der Schmerzsymptomatik vornehmlich in der 2. Lebenshälfte auftritt, lag es auf der Hand, ausschließlich Präparate von älteren Menschen zu verwenden, denn gerade in diesem Lebensabschnitt manifestieren sich überwiegend die degenerativen Veränderungen des subchondralen Knochens und des Gelenkknorpels.

Dazu muss man davon ausgehen, dass sich lokale Veränderungen, die weiter fortgeschritten sind, leichter erkennen lassen, als dies bei jüngeren Individuen der Fall wäre. Ziel unserer Studie war es ja, prinzipielle Aspekte der Kraftübertragung am Fußgewölbe darzustellen, um dann relevante Prädilektionsstellen der Überbelastung diskutieren zu können. Hinsichtlich einer möglichen klinischen Anwendbarkeit und der wachsenden Brisanz von unklaren Mittelfuß-Beschwerden, erschien es uns lohnend, eine derartige Fragestellung über die TMT-Gelenke zu verfolgen. Wenn wir uns dabei auf den Fuß des älteren Menschen konzentriert haben, so war für uns die praktische Bedeutung einer möglichst beschwerdefreien und ausreichenden Mobilität im höheren Lebensalter als Untersuchungsbasis ausschlaggebend. Bislang liegen noch keine Daten zu diesem Themenkomplex vor, die sich mit unserem methodischen Ansatz vergleichen lassen.

Die Konservierung der Präparate erfolgte nach dem im Hause üblichen Fixier-Verfahren, einem Alkohol- Formalin Gemisch. Eine Reihe von Untersuchungen hat gezeigt (Eckstein et. al 1994, Müller- Gerbl et al. 1990), dass die Konservierung keinen direkten Einfluss auf die Verteilung der subchondralen Knochenplattendichte und Mineralisierung hat. Es könnte zwar sein, dass es bei einem pH-Wert von unter 7 zu einer gewissen Entkalkung kommt, die subchondralen Dichtemuster bleiben jedoch auch in diesen Fällen nach wie vor erhalten. Diese Tatsache entsprach unseren Anforderungen an das Material, welches zur deskriptiven Untersuchung der subchondralen Knochenplattenareale verwendet werden sollte.

Um ein wirklich repräsentatives Ergebnis für die biologische Materialverteilung (subchondraler Knochen und Gelenkknorpel) von altersentsprechend gesunden TMT-Gelenkserien zu erhalten, wählten wir unsere Präparate jedoch sorgfältig in Bezug auf radiologisch nachweisbare Fehlstellungen und Deformitäten aus.

Bezüglich der im ersten Moment etwas niedrig wirkenden Fallzahl der untersuchten Präparate von sieben vollständigen TMT-Gelenkserien mit jedoch insgesamt 63 Gelenkflächen möchten wir darauf hinweisen, dass hier eine der ersten Studien vorliegt, in der die Methode der CT-OAM auch an sehr kleinen Gelenkflächen angewandt wurde.

## 6.2 Methoden

### *Makroskopische Beurteilung des TMT-Gelenkknorpels: Färbeverfahren nach Meachim (1972) und Bewertungsschema von Collins-McElligott (1960)*

Für die Einteilung der Knorpelläsionen nach makroskopischen Gesichtspunkten erschien uns das Schema von Collins und McElligott geeignet, welches sich in den letzten Jahren in einer Vielzahl von Untersuchungen über degenerative morphologische Veränderungen des Gelenkknorpels sämtlicher Gelenkregionen etabliert hat ( Muehleman et al. 1997, Treppo et al. 2000). Die Tusche-Prozedur nach Meachim (Indian- Ink- Verfahren, 1972) erwies sich als eine für die Fragestellung hervorragend geeignete und valide Färbemethode.

Die Besonderheit liegt darin, dass in der Tusche frei schwebende, kleinstoffliche Teilchen enthalten sind, die sich im Allgemeinen in den Unregelmäßigkeiten einer Oberfläche (Gelenkknorpel) festsetzen. Diese Schwebepartikel persistieren in den Fibrillationen, Fissuren sowie Erosionen des Gelenkknorpels und sind im Wasserbad nicht auswaschbar. Dies stellte eine wichtige Voraussetzung für die Gewinnung von konsistenten Daten über die degenerativen morphologischen Veränderungen der TMT-Gelenkflächen dar. Im Rahmen einer größeren Studie über die degenerativen Veränderungen der Fußgelenke im Allgemeinen wurden beide standardisiert ablaufenden Untersuchungsverfahren (Tuschefärbung und makroskopische Bewertung der Gelenkflächen) von jeweils ein- und derselben Person durchgeführt. Dies scheint uns angesichts des lokalen Erfahrungsgrades einer Reihe vergleichbarer Studien ausreichend, um weitgehende Objektivität der Befunde zu wahren.

### *Beurteilung der CT-OAM (Müller-Gerbl et al. 1989, 1990, 1992,1998)*

Die flächenhafte Darstellung der Dichteverteilung in der subchondralen Knochenplatte mittels CT-OAM stellt eine verlässliche Methode zur Beurteilung der individuellen Beanspruchungssituation dar (Müller-Gerbl 1989,1990,1992,1998). Diese ist im Gegensatz zur herkömmlichen Röntgendensitometrie auch in vivo zur zerstörungsfreien Darstellung der subchondralen Dichten und Mineralisierung anwendbar. In einer vergleichenden Studie von Müller-Gerbl et al. aus dem Jahre 1990 konnte die CT-OAM als valide Untersuchungsmethode bestätigt werden und bedeutet in diesem Zusammenhang als nicht invasive und zuverlässige Untersuchungsmethode einen entscheidenden Fortschritt in der biomechanischen Analyse von Belastungssituationen.

Eine Vielzahl von Untersuchungen konnte zeigen, dass lokale Verdichtungen in der subchondralen Platte als ein signifikantes Indiz für den unter mechanischen Belastungen auftretenden Kraftfluss anzusehen sind. Besonders eindrucksvoll wurde dies in vielen Studien, beispielsweise von Müller- Gerbl et al. (1989, 1990,1992, 1998) sowie Eckstein et al. (1995,1997) et al. herausgearbeitet.

Aus heutiger Sicht ist es evident, dass Veränderungen der Knorpeloberfläche und der subchondralen Platte eng miteinander einhergehen. Umso überraschender mag es sein, dass kleinere Gelenke, wie die TMT-Gelenke, denen zweifellos eine zentrale Bedeutung während des Gangzyklus zukommt, bislang nicht genauer untersucht worden sind.

Grund dafür ist insbesondere bei der Verwendung von nicht ausreichend definierten Standardaufnahmen die Gefahr nicht kalkulierbarer Fehlerquellen, wie z. B dem „Partial-Volume-Effekt“ oder „Aufhärtungseffekten“.

Eine Vermeidung von „Partial -Volume“-Effekten haben wir in unserer Studie dadurch erreicht, dass wir die Präparate in Längsrichtung zur Scanebene des CT-Gerätes eingestellt haben. Damit war gewährleistet, dass die einzelnen Gelenkflächen jeweils weitgehend senkrecht zur Aufnahmeebene ausgerichtet waren. Dazu wählten wir eine minimale Schichtdicke von 1 Millimeter. Die bekannten Aufhärtungs-Effekte lassen sich durch eine sorgfältige Eichung des CT-Gerätes gegenüber Wasser vermeiden, wie dies in unserer Studie geschehen ist. Damit die Konsistenz der Ergebnisse tatsächlich auch gewährleistet wird, wurde sowohl die Segmentierung der Dichtestufen aller 63 Gelenkflächen als auch die Festlegung der Hauptmaxima jeweils von nur ein- und derselben Person durchgeführt.

An dieser Stelle soll darauf aufmerksam gemacht werden, dass dieser Bewertungsmodus letztlich auch eine Frage der Definition der Dichtestufen ist bzw. auf der Festlegung des Fensters der HU-Einheiten bei der Erstellung der Bilder der subchondralen Platte basiert. Zur wirklich exakten Lokalisation der Hauptmaxima wählten wir bewusst ein engeres Hounsfield-Fenster, welches die individuelle Plastizität der subchondralen Knochenplatte umso deutlicher wiederzugeben vermag.

### *Beurteilung und Auswertung der Densitogramme*

Belastungsinduziert entstehen in den Stützgeweben Spannungen, deren Verteilung vom Verlauf und von der Höhe der Resultierenden in Bezug zur Größe und zur Lokalisation der Kontaktflächen abhängt (Anetzberger et al. 1994).

Die flächenhaften Verteilungsmuster der subchondralen Dichte kann man als Reaktion der auftretenden Spannungen einer Gelenkfläche über die Zeit betrachten. Dadurch wird die Lokalisation der Dichtemaxima ein geeignetes Kriterium, um höher beanspruchte Gelenksregionen identifizieren zu können.

Im Rahmen unseres Arbeitzieles, prinzipielle Aspekte der Kraftübertragung am Fußgewölbe darzustellen und mechanisch überbeanspruchte Regionen zu identifizieren, hielten wir eine Aufteilung der Densitogramme in jeweils vier Quadranten ( medio-dorsal, medio-plantar, latero-dorsal, latero-plantar) für sinnvoll - analog zur makroskopischen Untersuchung der Gelenkknorpelflächen, denn die längerfristig einwirkende mechanische Beanspruchung spiegelt sich in den subchondralen Dichtemustern der vier Quadranten einer Gelenkfläche wieder. Als unproblematisch erwies sich die Festlegung der Lokalisation der Dichtemaxima sowie die Differenzierung der dominierenden niedrigen, mäßigen und hohen Dichtenstufen in den einzelnen Quadranten.

### 6.3 Ergebnisse der makroskopischen Beurteilung des Gelenkknorpels

#### *Geringgradig degenerativ veränderte Knorpeloberflächen*

Zuerst möchten wir auf den Befund der auffallend oft nur leicht geschädigten Knorpeloberflächen der TMT-Gelenke eingehen, da sich bei weit mehr als der Hälfte aller untersuchten Gelenkflächen ein deutliches Überwiegen der geringgradig geschädigten Knorpeloberflächen entsprechend einem niedrigen Collins-Gesamt-Score zeigte.

Im Hinblick auf ein Durchschnittsalter von 80,8 Jahren scheint uns diese relative Unversehrtheit des Gelenkknorpels ein überaus bemerkenswertes Ergebnis.

An dieser Stelle rückt die Grundsatzfrage in den Vordergrund, warum manche Gelenke von degenerativen Veränderungen der Stützgewebe generell häufiger betroffen (Kniegelenk, ca. 7-11%; Felson et al. 1987,1995) sind als andere (oberes Sprunggelenk < 1 %; Peyron 1984).

Eine Studie von Treppo über die molekulare Zusammensetzung des Gelenkknorpels weist auf die unterschiedlichen Befunde von tibiofemoralem und talokruralem Gelenkknorpel hin (Treppo et al. 2000).

Dabei stellte sich heraus, dass der talokrurale Knorpel im Gegensatz zum tibiofemoralem Knorpel in den superfizialen Zonen einen deutlich dichteren Aufbau zeigt. Im Wesentlichen ist hier ein höherer Anteil an Glykosaminoglykanen nachweisbar, der mit einer höheren Drucksteife korreliert.

Einen zentralen Erklärungsansatz liefert das Ergebnis der Studie selbst.

Je nach Gelenkart, Knorpellokalisation, Knorpelzone und Matrixregion existieren Unterschiede in Aufbau, Organisation und mechanischen Eigenschaften der Knorpelmatrix. Ferner variieren die Zellmorphologie, die Zelldichte und insbesondere die metabolische Aktivität der Knorpelzellen, die auch eine wichtige Rolle in der Homöostase des Gelenkknorpels spielt, denn die jeweils regional-spezifischen Eigenschaften des chondrozytären Stoffwechsels stellen eine entscheidende Determinante im Zusammenhang mit der Knorpeldegeneration dar.

Die Untersuchungsergebnisse von Huch (2001) bzw. Kuettner und Cole (2005) über die Aspekte von pathologischen Veränderungen an talokruralen und tibiofemoralem Gelenkflächen unterstreichen diesen Sachverhalt.

Einerseits gestaltet sich das Ausmaß der Proteoglykan-Syntheserate unterschiedlich groß (talokrural >> tibiofemoralem), andererseits zeigen die Chondrozyten eine experimentell nachweisbare, deutlich differierende Ansprechrate auf katabol wirksame Mediatoren, wie das Interleukin-1 (talokrural << tibiofemoralem).

Im Falle einer Destruktion lässt die im Allgemeinen gesteigerte Proteoglycan-Syntheserate beim talokruralen Knorpel eine wohl erhöhte Reparaturkapazität annehmen. Letztlich resultiert daraus eine gelenkspezifisch unterschiedlich ausgeprägte Sensibilität der Stützgewebe gegenüber degenerativen Prozessen. Aufgrund unserer Befunde scheinen die TMT-Gelenkflächen generell weniger anfällig für Knorpelpathologien zu sein.

Verfolgt man den Grundgedanken der Degeneration weiter, so greift Treppo in seinem Artikel noch einen weiteren sehr wichtigen biomechanischen Aspekt auf.

Die überwiegend nur leichte Schädigung der TMT-Gelenkflächen spricht nämlich dafür, dass die fünf TMT-Gelenke in ihrer Gesamtheit eine optimierte Last verteilende biomechanische Einheit darstellen. Dabei spielt der vollständige Kontaktflächen-schluss der TMT-Gelenkflächenpartner eine wichtige Rolle.

So konnte Lakin 2001 den Beweis erbringen, dass jedes TMT-Gelenk auf einen progredienten mechanischen Lastanstieg mit einer Vergrößerung der Auflageflächen der proximalen und distalen Kontaktflächen reagiert, um die insgesamt einwirkenden Kräfte gleichmäßiger zu verteilen.

Dieser Adaptationsmechanismus, nämlich auf steigende mechanische Belastung mit vergrößerten artikulären Kontaktflächen zu reagieren, tritt besonders eindrucksvoll in Plantarflexion und bei abrupten Bewegungsmanövern auf. Somit können die TMT-Gelenke auch hohe Druckspitzen, wie sie während der Abstoßphase des Gangzyklus, insbesondere beim Laufen auftreten, unbeschadet tolerieren.

Das Grundprinzip der gleichmäßigen Druckverteilung unter dynamischen Bedingungen wird sowohl anhand der gleichmäßigen Verteilung der degenerativ geringgradig veränderten Knorpeloberflächen in den einzelnen TMT-Gelenken deutlich als auch an den homogenen Bewertungsmustern der Knorpeloberflächen.

#### *Gleichmäßige Verteilung der degenerativen Veränderungen in den einzelnen TMT-Gelenken I-V*

Ein weiteres wichtiges Ergebnis aus einer TMT-Studie von Lakin (2001), welches auch hervorragend zu unseren Befunden der gleichmäßig verteilten DMV passt, ist der Lasttransfer in den einzelnen fünf TMT-Gelenken. Treten in der Mittelfußregion große mechanische Belastungen auf, so werden die einwirkenden Kräfte bzw. die mechanische Druckbelastung von den zentralen TMT-Gelenken (II, III) auf die randständigen TMT-Gelenke I, IV und V umverteilt. Dabei dienen die lateralen TMT-Gelenke zur Reduktion der mechanischen Belastung und sind somit für die zentralen TMT-Gelenke von wichtiger Bedeutung. Entscheidend ist der Lasttransfer in den einzelnen TMT-Gelenken vor allem bei der Kraftübertragung zwischen Vor- und Rückfuß während der Abstoßphase vom Boden. Gerade in dieser Region treten besonders hohe Spannungsspitzen auf.

In erster Linie gewährleistet das weniger mobile zentrale TMT-Gelenk (II, III) bei sehr großen Druckamplituden die mechanische Stabilität des TMT-Gelenkkomplexes. Dabei unterstützt die besonders gut ausgeprägte ligamentäre Zuggurtung im Bereich des zweiten und dritten TMT-Gelenks die funktionell wichtige anatomische Integrität des gesamten anatomischen TMT-Komplexes. Die lateralen und beweglicheren TMT-Gelenke I, IV und V spielen vor allem in Momenten abrupten Positionswechsel des Fußes eine wichtige Rolle, d. h. dass die anatomisch bedingte größere Mobilität der Randstrahlen die Grundlage für eine adäquat schnelle Anpassung an die spontane Lageveränderung schafft. Somit kann auf diese Weise unphysiologischen Fehlbelastungen entgegengewirkt werden.

Betrachtet man die Gesamtheit der fünf TMT-Gelenke, so sind diese als eine Art biomechanische Einheit zu verstehen, in der die einzelnen Gelenke unter dynamischer Belastung miteinander interagieren.

### *Homogene Bewertungsmuster der TMT- Quadranten*

Das biomechanisch wichtigste Grundprinzip des Gelenkknorpels, nämlich die gleichmäßige Verteilung der auf die Gelenkfläche einwirkenden Kräfte, wird durch die auffallend häufig homogene Verteilung der Collins-Grade innerhalb der vier Quadranten sichtbar. Offenbar besteht im Allgemeinen ein kongruenter Flächenschluss der tarsometatarsalen Gelenkflächen.

Dies ist für eine ein ganzes Leben lang materialgerechte Beanspruchung von zentraler Bedeutung und führt dazu, dass sich die belastungsinduzierte Kompression des Knorpels proportional zur aufgebrachten Last verhält und somit die oberflächlich gelegene Tangentialzone durch ihre charakteristische parallele Anordnung der Kollagenfasern eine definierte Drucklast gleichmäßig auf der gesamten Knorpeloberfläche verteilen vermag (Glaser 1998, Hees et al. 2000, Liebich und Sinowatz 1999).

Da über das Zytoskelett der Chondrozyten innerhalb einer die Gelenkfläche bedeckenden Knorpels die chondrozytäre Stoffwechselaktivität reguliert wird, hängt deren Ausmaß von der Lastverteilung ab. Das mechanische Signal wird über das Zytoskelett an den Zellkern weitergegeben, der dann mit entsprechenden Syntheseleistungen reagieren kann (Freeman et al. 1994).

Im Falle einer Destruktion des Zytoskelettes konnte eine unterbrochene Signaltransduktion dokumentiert werden (Durrant et al. 1999, Guilak et al. 1995). Weitere potentielle Überträger des äußeren mechanischen Signals sind Flüssigkeits- und Elektrolytströme, Kalziumkonzentrationsanstieg (Guilak et al. 1995) sowie osmotische Potentiale und Volumenregulation (Freeman et al. 1994).

Hinsichtlich der zellulären Antwort auf eine erhöhte Belastung scheinen die Chondrozyten ihre Stoffwechselaktivität in etwa zu synchronisieren. Dies wird sowohl an der homogenen Zuordnung der Collins-Grade zu den einzelnen Quadranten als auch an dem Nebeneinander der identischen Stadien der Knorpeldegeneration innerhalb einer Gelenkfläche erkennbar.

### *Stimulation der Knorpelhomöostase: dynamische Belastung an den TMT-Gelenken*

Die Deformation des Gelenkknorpels ist ein sehr komplexer Vorgang, der durch mehrere Faktoren beeinflusst wird. Zu diesen gehört unter anderem auch die Art der Belastung bzw. Kompression. Dabei existieren unterschiedliche Belastungstypen, wie z. B. geringe konstante Belastung durch das Körpergewicht, intermittierende Belastung während körperlicher Bewegung sowie plötzliche und sehr starke körperliche Belastung bei extremen Bewegungen, insbesondere im Hochleistungssport. Die Biosynthese des Gelenkknorpels wird von diesen unterschiedlichen Belastungsarten maßgebend beeinflusst.

Generell ist die Biosynthese abhängig von der Dauer und Stärke bzw. der Frequenz der Belastung (Brama et al. 2001, Sah et al. 1989, 1990) sowie von der lastinduzierten Deformation des Gelenkknorpels selbst (Lee und Bader 1995).

Im Allgemeinen nimmt bei statischer Kompression, z.B. durch das Körpergewicht die Biosynthese von Proteoglykanen und Proteinen ab, während sie hingegen bei dynamischen Belastungen gesteigert wird (Jin et al. 2001, Murata et al. 2003, Sah et al. 1989).

Die durch dynamische Kompression stimulierte Knorpelsynthese ist wiederum abhängig von der Größe der Amplitude bzw. von der Frequenz (Sah et al.1989, Hall et al.1991). Dabei ist zu beachten, dass dynamische Kompressionen mit niedrigen Frequenzen (maximal 0,001 Hz) eher zu einer Hemmung der Biosynthese (Sah et al. 1989) führen.

Im Gegensatz dazu resultiert aus höheren Frequenzen zwischen 0,01-1 Hz eine schwellenabhängige Stimulation der Biosynthese (Sah et. al 1989).

Hingegen wird eine Reduktion der Matrixsynthese durch eine über einen längeren Zeitraum einwirkende inadäquate Zelldeformation erreicht.

So konnte in Knorpelregionen mit der nachweisbar größten mechanischen Belastung die höchste Hemmung der biosynthetischen Aktivität nachgewiesen werden (Wong et al.1997).

In diesem Zusammenhang muss auch die Rolle des Gangzyklus diskutiert werden. Er gliedert sich in eine Standphase, eine Schwungphase und in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit in eine zweibeinige Abstützphase. Während der Standphase bzw. bei einem statisch belasteten Fuß wird der Bodendruck vor allem in den Bereichen des Vor- und Rückfußes übertragen (Kummer 2005). Unter dynamischen Bedingungen hingegen treten in der TMT-Region sehr hohe Belastungsspitzen vor allem während der Abstoßphase vom Boden auf (Scott und Winter 1993). In dieser Belastungssituation vollzieht sich im TMT-Komplex eine simultane Rotation der einzelnen Teilgelenke, während sich gleichzeitig die metatarsalen Knochen auseinander spreizen. Biomechanisch sind diese Bewegungsabläufe relevant, um einen adäquateren Bodenkontakt der metatarsalen Köpfchen zu gewährleisten und diese besser auf dem Boden positionieren zu können (Scott und Winter 1993).

In der TMT-Region dominieren also, sofern keine Fehlstellungen vorliegen, dynamische Belastungen, die sich in der Synthese-Bilanz positiv auf den chondrozytären Stoffwechsel auswirken.

In Anbetracht der Befunde aus der Untersuchung der makroskopisch degenerativen Veränderungen der Gelenkknorpeloberflächen in Form von geringgradigen Schädigungen und homogener Verteilung der Collins-Grade können wir generell in den TMT-Gelenken auf eine ausgewogene Biosynthese des Gelenkknorpels schließen, in der die den Stoffwechsel stimulierenden Einflussgrößen überwiegen. Die wohl überwiegend adäquate dynamische Kompression des TMT-Gelenkknorpels stellt dabei einen entscheidenden Faktor dar.

### *Progressivere Degeneration in den medialen Quadranten*

In verschiedenen zellphysiologischen Untersuchungen konnte unter dauerhafter und inadäquater mechanischer Belastung eine reduzierte chondrozytäre Syntheseleistung nachgewiesen werden (Bachrach et al. 1995).

Bei unseren untersuchten TMT-Gelenkflächen scheint dies vor allem an den medialen Randzonen - mit gleichzeitiger Einbeziehung der dorsalen Oberkante - der Fall gewesen zu sein.

Die tendenziell in den medialen Quadranten vergebenen höheren Collins-Grade - im Sinne einer fortgeschritteneren Degeneration der Knorpeloberfläche - lassen gerade in diesen Gelenkbereichen hingegen eine deutlich größere mechanische Belastung annehmen.

## 6.4 Ergebnisse aus der CT-OAM

### *Spiegelbildlichkeit der proximalen und distalen Gelenkpartner*

Die Ausdehnung der Dichte der subchondralen Knochenplatten im Sinne einer Adaptation auf eine mechanische Langzeitbelastung wird - abgesehen von der Größe und Dauer der mechanischen Beanspruchung - von weiteren strukturellen Einflussgrößen mitbestimmt. Im Allgemeinen sind natürlich Form und Funktion eines Gelenks für die Verteilung der qualitativ unterschiedlichen Dichtegradienten ausschlaggebend, denn in Abhängigkeit von der spezifischen Gelenkfunktion ergeben sich unterschiedlich dominante Bewegungsexkursionen (Flexion, Rotation etc.), aus denen unterschiedliche subchondrale Belastungsschemata resultieren.

Zu dieser Schlussfolgerung kamen sowohl Eckstein bei der Untersuchung von Humeroulnargelenken, an denen bizenrische und ventro-dorsal angeordnete Maxima (Eckstein et al. 1997) auftraten, als auch Schulz, der in einer Studie an gesunden Schultergelenken vorwiegend peripher lokalisierte (anterior-superior, posterior) und häufig bizenrische Dichtemuster in der Cavitas glenoidalis nachweisen konnte (Schulz et al. 2002).

In diesem Zusammenhang erbrachten weitere Studien an unterschiedlichen Gelenkregionen den Nachweis, dass die Anordnung der Dichtestufen auch entscheidend durch die jeweils individuell gestaltete Konstruktion des ligamentären Apparates geprägt werden kann. Giunta konnte dies in seiner Studie am distalen Radioulnargelenk dokumentieren (Giunta et al. 2005).

Wie wichtig der Aspekt der Gelenkform bei dem morphologischen Erscheinungsbild der Plattenareale ist, konnte Eckstein in einer Studie über den engen Zusammenhang zwischen den drei Größen Belastungsmuster, Gelenkkongruenz und subchondrale Knochendichte unterstreichen (Eckstein et al. 1997). Sind zwei dieser Parameter bekannt, so könne auf den dritten geschlossen werden. So hat auch die Geometrie der Gelenke bzw. der Gelenkflächen einen entscheidenden Einfluss auf den Phänotyp (Eckstein et al. 1997, Giunta et al. 2005), denn die geometrische Konfiguration und die individuell mechanischen Belastungsschemata interagieren auf komplexe Art und Weise und bedingen eine jeweils ganz charakteristische Verteilung der Dichteareale.

Bei den TMT-Gelenken ist entscheidend, dass es sich hier um Amphiarthrosen handelt, die eine nur eingeschränkte Beweglichkeit besitzen. Infolgedessen werden innerhalb der TMT-Gelenke bzw. Gelenkflächen keine größeren Bewegungsexkursionen zugelassen, welche die Richtung der Kraft bzw. die Verteilung der Lastübertragung entscheidend verändern könnten.

Die Passgenauigkeit bzw. Kongruenz der TMT-Gelenkflächen und der daraus resultierende Kontaktflächenschluss ermöglicht ein in den Densitogrammen sichtbares Abbild der Kraftübertragung auf die subchondrale Platte im Mittelfußbereich, das vom Prinzip her einem Verfahren mit Druckplatten gleicht.

Im Zusammenhang damit steht das Phänomen der „Spiegelbildlichkeit subchondraler Dichtemuster“.



Diese basiert auf dem vollständigen Flächenschluss der jeweils korrespondierenden proximalen und distalen Gelenkpartner und lässt den Kraftfluss in dieser Region für uns sichtbar werden.

Für uns kann dieser anhand der mehrheitlich konstant auftretenden, unizentrischen Maxima in den CT-OAM- Befunden eindrucksvoll dargestellt werden.

Das bedeutet, dass überwiegend ein einziger und im Vergleich zu den übrigen subchondralen Plattenarealen jeweils deutlich erhöhter Dichteherd identifiziert werden konnte.

Unter dem Aspekt der Faktoren, die determinierend auf die Gestaltung der subchondralen Dichtemuster wirken, scheint die bandhafte Zuggurtung der TMT-Gelenke besonders wichtig.

Die gesamte Gelenkreihe wird durch ein differenziertes System aus dorsalen, plantaren und interossären, fächerartig verlaufenden Bändern geprägt, insbesondere die Gelenke des II. bis IV. Strahls überquerend. Dieses gewährleistet ein hohes Maß an mechanischer Stabilität, die – wie oben klargelegt - funktionell bei der Übertragung von sehr großen Kräften wichtig ist. Insbesondere dadurch kann ein weitgehend vollständiger Gelenkflächenschluss herbeigeführt werden. Gerade unter starker mechanischer Belastung kommt diesem eine zentrale Rolle für die adäquate Druckverteilung in den einzelnen TMT-Gelenken zu. Das Phänomen der Spiegelbildlichkeit von proximalen und distalen Plattenarealen in den untersuchten Densitogrammen belegt das.

#### *Bevorzugte topographische Anordnung der Dichtemaxima*

Die vorherrschende Lokalisation der Hauptmaxima an den medialen Gelenkrändern unter Miteinbeziehung der dorsalen Oberkante lässt sich aus der Architektur des Fußskelettes als Ganzheit herleiten. Die Gesamtheit aller artikulierenden Gelenkflächen bildet eine idealisierte Form eines nach oben konvex gekrümmten romanischen Bogens. In dieser architektonischen Bauform sind sämtliche ossären Strukturen durch dorsale, plantare und interossäre Bandsysteme untereinander verbunden. Dieses Bauprinzip ermöglicht es dem TMT-Komplex, durch Auseinanderbiegen der einzelnen ossären Bauelemente auch starken mechanischen Belastungen standhalten zu können (Simkin et al. 1991). Beim fächerartigen Auseinanderweichen von Ossa cuneiformia und metatarsalia des Gangzyklus wird die Kraftresultierende ohne Zweifel von der Gelenkmitte zu den Randzonen hin verlagert.

Dies konnte in den meisten Befunden anhand einer ganz charakteristischen Verteilung der subchondralen Dichtemaxima dokumentiert werden - überwiegend entlang der medialen Kante nachweisbar sowie begleitet von gegen den dorsalen Rand gerichteten Ausläufern.

So muss als wichtiges Ergebnis unserer Untersuchung abgeleitet werden, dass unter dynamischer Belastung des Fußes die Resultierende im Regelfall nicht im Zentrum des Gelenks liegt. Die lokale Spannung nimmt offenbar entlang der medialen und dorsalen Ränder des Quergewölbes stark zu. Dies liegt auch begründet im Koppelungsmechanismus der intertarsalen und tarsometatarsalen Gelenke und der sehr geringen Beweglichkeit (Huson 1983).

Im Allgemeinen resultiert ja aus jedem Schritt bzw. vor allem beim Abrollen des belasteten Fußes auf dem Boden eine Verwindung des gesamten Fußes.

Das führt entsprechend zu einer internen Verdrehung und damit zu einem besseren Kraftschluss der einzelnen ossären Komponenten.

Aus unseren Ergebnissen lässt sich klar ableiten, dass eine Hemmung bzw. Blockierung des intertarsalen und tarsometatarsalen Koppelungsmechanismus in Folge der inadäquaten Kraftübertragung zu Schmerzen und Mobilitätsstörungen führen kann, deren Ausprägung abhängig vom Ausmaß der Schädigungen ist. Jegliche Veränderung der mechanischen Verhältnisse an einem Gelenk, wie beispielsweise eine Änderung der Kontaktflächengeometrie - durch z. B. deformierende degenerative Erkrankungen - oder eine Veränderung der Gelenksachsen - durch z. B.

Frakturen, Luxationen - können den Verlauf und die Position der Kräfte verändern, die auf das Gelenk einwirken.

### *Niedrige Knochenplattendichten an den latero-plantaren Gelenkkanten*

Das häufige Auftreten von auffallend niedrigen Dichtestufen in den latero-plantaren Quadranten aller untersuchten Gelenkflächen lässt das oben beschriebene Prinzip ebenso deutlich werden. Da Menge und Verteilung des Knochengewebes an die vorherrschenden Spannungsverhältnisse angepasst sind (Pauwels 1965), findet man in Gelenkregionen mit hoher mechanischer Belastung auch eine entsprechend höhere Dichte. Die subchondrale Knochenlamelle bzw. die in ihr lokalisierten mechano-sensitiven Osteozyten reagierten mit selektivem Knochenremodelling genau auf die Bereiche einer Gelenkfläche, an denen die größten Druckspitzen entstehen. Unter diesem Aspekt konnten Noble und Alexander (1985) eine direkte Proportionalität zwischen mechanischer Beanspruchung und Erhöhung der subchondralen Dichte beobachten.

Da während dynamischer Belastungsmomente des Fußes die Resultierende in den einzelnen TMT-Gelenken entsprechend der Gewölbeform eben doch eher an die dorsalen als an die plantaren Kanten rückt, sind an gesunden Füßen die latero-plantaren Gelenkränder von hohen Spannungen generell ausgenommen.

So möchten wir unter dem Aspekt der Kraftübertragung (zwischen Vor- und Rückfuß) als wichtiges Ergebnis aus der CT-OAM-Untersuchung festhalten, dass das Prinzip einer optimierten und gleichmäßigen Lastverteilung innerhalb der einzelnen TMT-Gelenke anhand der Befunde bildhaft deutlich gemacht wird. Bei der Analyse der Densitogramme zeigte sich in der Mehrheit der Fälle ein gewisses gestalterisches Prinzip der subchondralen Plattenareale, das häufig in allen fünf TMT-Gelenken nachweisbar war und nicht als rein willkürliche Verteilung zu interpretieren ist.

Beleg dafür sind die überwiegend an den medialen Rändern lokalisierten Dichtemaxima - unter Einbeziehung der dorsalen Oberkante - sowie die Minima an den latero-plantaren Gelenkkanten, welche in dieser Region eine geringere mechanische Belastung annehmen lassen.

## 6.5 Gegenüberstellung: Befunde Knorpeluntersuchung und CT-OAM

### *Materialverteilung und Kraftfluss in den TMT-Gelenken*

Aus der jeweiligen topographischen Anordnung von degenerativen Veränderungen im Knorpel und der subchondralen Knochendichte können für uns die in den TMT-Gelenken tatsächlich vorherrschenden Verhältnisse des Kraftflusses lesbar gemacht werden. Hier wird die Manifestation der Dynamik im Skelettsystem, d. h. die Wirksamkeit der auftretenden Kräfte während der Bewegung sichtbar gemacht. Auf diese Weise werden hochbelastete Gelenkregionen demaskiert. Anhand unserer Befunde kann Pauwels` Theorie der „ kausalen Histogenese“ (1960,1965), welche die Adaptationsfähigkeit biologischer Stützgewebe auf funktionelle Beanspruchung mit entsprechenden Anpassungsreaktionen postuliert, wieder einmal unterstrichen werden.

### *Schädigungsgrad der Knorpelherde und korrespondierende Dichtemuster*

Betrachtet man den Verlauf der mechanischen Langzeitbelastung eines Gelenks genauer, so kann man in der Frühphase eine reaktive Steigerung der subchondralen Plattendichte im Sinne des viel zitierten Adaptationsmechanismus beobachten (Radin und Paul 1970, Radin et al. 1975, 1978, Müller-Gerbl et al. 1989, 1992).

Im weiteren zeitlichen Verlauf erfolgt eine stetige Zunahme durch den Einfluss von mechano-sensitiven Osteozyten, die den Knochenaufbau koordinieren (Lanyon 1993).

Auch scheinen apoptotische Osteozyten in der Umgebung der geschädigten Regionen (Risse, Microcracks) über bisher unbekannte Signalwege ebenfalls die gezielten ossären Umbauvorgänge beeinflussen zu können (Verborgt et al. 2000, Colopy et al. 2004).

Letztlich resultiert eine Verdichtung derjenigen Areale, die sich in der räumlichen Nachbarschaft des Risses befinden. Aktuelle experimentelle Studien (Muir et al. 2006) unterstreichen die Theorie der initialen Dichtevermehrung von Radin (1972) und Radin et al. (1975,1978).

So möchten wir als wichtiges Ergebnis unserer Studie festhalten, dass man im Frühstadium mechanischer Überlastung unterhalb von geringgradigen Knorpelläsionen eine Erhöhung der lokalen subchondralen Dichte beobachten kann. Dieser Zusammenhang zwischen früher Degeneration des Gelenkknorpels und Dichtezunahme bleibt eine weiterhin unbestreitbare Beobachtung (Böhringer et al. 1995, Wu et al. 1990). Man kann diesen Befund als Reparaturversuch des Gelenks ansehen.

Gleichzeitig wird dadurch das mechanische Dämpfungspotential herabgesetzt. Im Langzeitverlauf resultiert aus dem nun generell verminderten Absorptionsvermögen eine Überbelastung des Gelenkknorpels, die final in dessen biologischem und mechanischem Versagen mündet (Muir et al. 2006, Radin et al. 1975, Shimizu et al. 1993).

Wichtig in diesem Zusammenhang ist, dass bei Überschreitung eines gewissen Schwellenwerts für die oben beschriebene biologische Adaptationsfähigkeit die erhöhte mechanische Belastung nicht mehr mit den nötigen Mechanismen gegenreguliert wird.

Dieses Phänomen konnte schon 1991 von Grynepas et al. dokumentiert werden. Dabei wurden Präparate verwendet, die vor endoprothetischen Hüftgelenksersatz-Operationen entnommen wurden. Bei den meist stark degenerativ stark veränderten Femurkopfpräparaten konnte die Gruppe um Grynepas abnorm niedrige Dichtestufen nachweisen. Diese Befunde weisen darauf hin, dass im Rahmen degenerativer Veränderungen der Stützgewebe die subchondrale Dichte mit dem Schweregrad der lokal korrespondierenden Knorpelläsion negativ korreliert.

Unsere Studienergebnisse, in denen bei einigen schwergeschädigten Gelenk-Quadranten unterhalb des Knorpelherdes keine weitere Differenzierung der subchondralen Areale mehr erkennbar waren, passen sehr gut zu diesen früheren Beobachtungen.

Bei einer hochgradigen Knorpeldegeneration kann also - wie wir nachgewiesen haben - auch eine zunehmende Auflösung und Zerstörung der Knochenplatte auftreten. Dies entspricht exakt einem biologischen Grundgesetz, wonach auf kleine Reize keine Reaktion, auf mittlere eine adäquate und auf überhöhte Destruktion erfolgt.

#### *Knochen und Knorpel als interaktive Einheit*

Die Beziehung zwischen Degeneration und Dichteverteilung bestätigt die Vorstellung eines engen Zusammenwirkens zwischen Gelenkknorpel und subchondraler Knochenplatte als interaktiv funktionierender Einheit von biomechanisch relevanten Materialien (Böhringer et al. 1995, Panula et al. 1998, Sokoloff 1963).

Es handelt sich hierbei um die Wechselwirkung zwischen zwei funktionell selbständigen Materialsystemen, in denen ein flächenhaftes und druckverteilendes Knorpelsystem mit der auf Belastungsspitzen sensitiven Knochenplatte kooperiert. Dies wird auch anhand der mehrheitlich unizentrischen und unter Einbeziehung der dorsalen Oberkante überwiegend an den medialen Gelenkrändern lokalisierten Hauptmaxima in unserer Studie ersichtlich.

#### *Unterschiedliche biomechanische Relevanz der Materialien*

Zusammengefasst unterstreichen die Befunde an den Knorpeloberflächen der TMT-Gelenke und deren Dichtemuster die unterschiedliche biomechanische Relevanz der beiden Materialien für das Skelettsystem.

Primär agiert der Gelenkknorpel als optimierender Druckverteiler der einwirkenden mechanischen Last und legt damit die Grundlage für möglichst günstige Kraftflussverhältnisse innerhalb der Gelenkflächen bzw. der Gelenke selbst, wie die Befunde der homogenen Bewertungsmuster und das eindrucksvolle Auftreten von überwiegend nur geringen Schädigungsgraden gezeigt haben.

Die subchondrale Platte hingegen stellt eine mechanisch effiziente Struktur dar, die ihre Dichte stets adäquat an die langfristig herrschenden mechanischen Belastungssituationen anzupassen vermag.

Dabei fungiert sie in ähnlicher Weise wie ein seismographisches System, welches abnorm hohe Spannungsspitzen detektieren kann und dann genau in den überbelasteten Gelenkregionen mit entsprechenden Dichtezunahmen durch gezielte Remodelling-Mechanismen reagiert.

Sichtbar wird dieses Prinzip in den Densitogrammen anhand der unizentrischen und überwiegend an den medialen Gelenkrändern lokalisierten Dichtemaxima unter Einbeziehung der dorsalen Oberkante.

Eine mechanische Überbelastung beider biologischen Materialien endet im biomechanischen Versagen und mündet in einer gemeinsamen Endstrecke, dem Beginn und der Manifestation einer Osteoarthritis.

## **6.6 Praktische Gesichtspunkte: mögliche klinische Anwendbarkeit**

Die Anpassungsphänomene der biomechanisch relevanten Materialien, insbesondere die Adaptationsmechanismen des subchondralen Knochens an die lokal herrschende Spannungsverteilung, können nun benutzt werden, um Frühphasen von Fehl- oder Überbelastungen zu erkennen.

Im Allgemeinen kann jegliche Veränderung der mechanischen Verhältnisse an einem Gelenk, wie beispielsweise eine Änderung der Kontaktflächengeometrie, deformierende degenerative Erkrankungen oder eine Verschiebung der Gelenkachsen durch Frakturen den Verlauf und die Position der Kräfte abwandeln, die auf das Gelenk einwirken. Letztlich resultiert daraus eine unterschiedliche Anordnung der auf die Gelenkflächen einwirkenden Druckspitzen. Dementsprechend gestalten sich dann die in der CT-OAM nachweisbaren Dichtemuster.

Unklare Schmerzen im Bereich des Mittelfußes, die insbesondere in der zweiten Lebenshälfte zu einer großen Einschränkung von Lebensqualität und Leistungsfähigkeit der Betroffenen führen können, könnten mittels der CT-OAM bezüglich einer exakten Lokalisation der Beschwerden genauer abgeklärt werden. In diesem Zusammenhang bedeutet die CT-OAM als nicht invasive und zuverlässige Untersuchungsmethode bei Inkaufnahme einer gewissen Strahlenexposition des Patienten einen entscheidenden Fortschritt in der biomechanischen Analyse von Belastungssituationen.

Beim Aspekt der Fehl- oder Überbelastungen rückt noch ein weiteres Einsatzspektrum in den Fokus: die postoperative Verlaufskontrolle, vor allem die der kleineren Gelenke. In der Einleitung wurde bereits ausführlich auf die Problematik der häufig unbefriedigenden Therapieresultate von Verletzungen in der Mittelfußregion eingegangen. In diesem Zusammenhang ist es ein ganz zentraler Aspekt, dass man wohl bisher die Rolle der TMT-Gelenke als Brückenregion bei der Kraftübertragung unterschätzt hat.

Die Beschreibung der dominanten subchondralen Dichtemuster und der daraus ableitbaren vorherrschenden Kraftflussverhältnisse an den TMT-Gelenken gesunder Füße kann als Vergleichsbasis für die Bewertung pathologischer Veränderungen dieser Gelenke benutzt werden.

An und für sich bezieht sich unsere Untersuchung auf eine Altersgruppe von über 60 Jahren. Allerdings leiten wir aus einer gewissen Konstanz der dominierenden Dichtemuster, eben ein unizentrisches Maximum entlang der medialen Kante mit gegen den dorsalen Rand gerichteten Ausläufern ab, dass Rückschlüsse auch bei jüngerem Patientengut erlaubt sein dürften.

So erscheint es aufgrund unserer Ergebnisse gerechtfertigt, die CT-OAM zur diagnostischen Abklärung bei unklaren Beschwerden in der Mittelfußregion einzusetzen.

Dies kann insbesondere dann hilfreich sein, wenn klinisch der dringende Verdacht besteht, dass den erheblichen Symptomen eine lokale mechanische Fehlbelastung der betroffenen Gelenke zu Grunde liegen könnte wie beispielsweise aufgrund von okkulten Verletzungen oder degenerativ stark deformierenden Erkrankungen.

## 7. Zusammenfassung

Die vorliegende Untersuchung hat sich zum Ziel gesetzt, mit Hilfe von zwei morphologischen Parametern anhand von insgesamt sieben TMT-Gelenkserien des Mittelfußes erstmalig Aussagen zur Anpassung an die individuell vorherrschende mechanische Situation machen zu können und grundlegende Mechanismen der Kraftübertragung in dieser Brückenregion des Fußes zu klären.

Dabei lässt die individuelle Materialverteilung der Stützgewebe für uns die Manifestation der Dynamik in der Skelettlehre sichtbar werden.

Aus den Befunden der Gelenkknorpeluntersuchung und aus der CT-OAM lässt sich festhalten, dass der Kraftfluss bei radiologisch unauffälligen und gesunden Füßen unter dynamischen Bedingungen nicht durch die Gelenkmitte, sondern offenbar über die medialen und dorsalen randnahen Zonen erfolgt.

Entscheidende Aspekte bei der Kraftübertragung sind zum einen der biomechanisch relevante tarsometatarsale bzw. intertarsale Koppelungsmechanismus (Huson 1983). Des Weiteren ist die spezielle anatomische Architektur der TMT-Gelenkreihe in Form eines gewölbartigen Komplexes von zentraler Bedeutung.

So zeigte sich bei der Analyse der CT-OAM- Ergebnisse in der Mehrheit der Fälle ein ganz bestimmtes Verteilungsprinzip der subchondralen Dichte, das meist in allen fünf TMT-Gelenken nachweisbar war und bildhaft anhand der mehrheitlich konstant auftretenden unizentrischen Maxima eindrucksvoll dargestellt werden konnte.

Das bedeutet, dass überwiegend ein einziger und im Vergleich zu den übrigen subchondralen Plattenarealen jeweils deutlich erhöhter Dichteherd - überwiegend an den medialen und dorsalen Gelenkrändern lokalisiert - identifiziert wurde. Dabei konnten wir bei nahezu allen proximalen und dazu korrespondierenden distalen Gelenkflächen das Phänomen der Spiegelbildlichkeit in den Befunden wieder erkennen.

Das Entdecken eines vorherrschenden Dichtemusters, das im Allgemeinen in allen fünf Strahlen auffindbar war, hebt die Schlüsselrolle der TMT-Gelenke hervor. Während der komplexen Vorgänge der Kraftübertragung zwischen Vor- und Rückfuß interagieren diese nämlich miteinander - ganz im Sinne einer biomechanisch wirksamen Einheit - durch einen Transfer der einwirkenden Gesamtlast auf alle beteiligten Strukturen.

Anhand der Untersuchungsergebnisse unserer Studie wird die unterschiedliche biomechanische Relevanz der beiden Materialien des Skelettsystems eindrucksvoll hervorgehoben. So agiert der Gelenkknorpel primär als möglichst optimierender Druckverteiler und legt damit die entscheidende Grundlage für adäquate sowie physiologische Kraftflussverhältnisse innerhalb der Gelenkflächen bzw. der Gelenke selbst. Die subchondrale Platte hingegen stellt eine mechanisch effiziente Struktur dar, die ähnlich einem seismographischen System Spannungsspitzen zu detektieren vermag und daraufhin ihre Knochendichte stets belastungsadäquat anpassen kann.

Die von uns dokumentierte enge Verbindung von Knorpeldegeneration und Dichteverteilung bestätigt die Vorstellung einer interaktiv funktionierenden Einheit bei der langfristigen Anpassung an mechanische Belastungssituationen.

Der aktuelle Stand der Computertomographie ermöglicht es, die genaue Lage abnorm hoher Dichtearale sicher festzustellen.

In Fällen von unklaren Schmerzen und funktionellen Einschränkungen im Mittelfußbereich lässt die Übereinstimmung von Lokalisation der Knorpelherde und der Hauptmaxima den diagnostischen Einsatz der CT-OAM sinnvoll erscheinen. Diese Untersuchungsmethode kann gerade in Bezug auf unklare degenerative Beschwerden am Skelettsystem, speziell auch an den kleinen Fußgelenken, wertvolle Hinweise auf die Lokalisation überbelasteter Stellen liefern.



## 7. Anhang

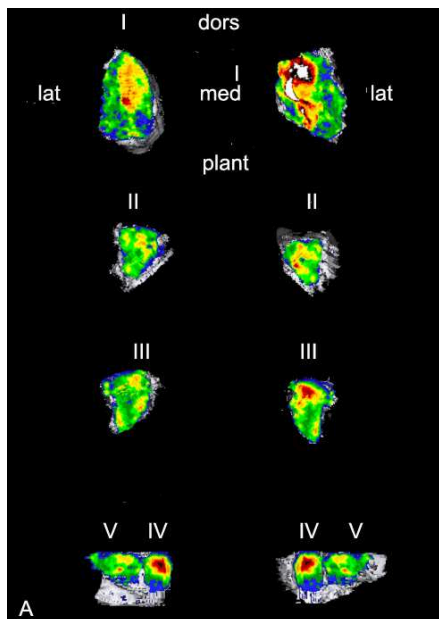
1)

Makroskopische Auswertung der degenerativen morphologischen Veränderungen der TMT-Gelenkflächen: Dokumentation des Collins-McElligott-Gesamtpunktscores.

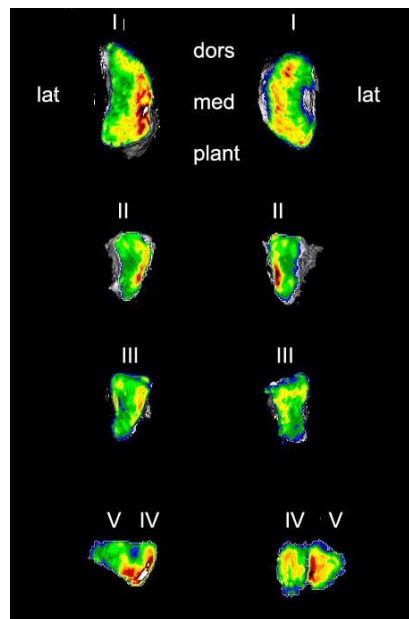
Präparat Nr.	Os cun I	Os cun II	Os cun III	Os cub.	
64/04	16	16	16	16	
75/04	0	0	0	1	
103/04	4	0	12	16	
93/04	0	0	2	0	
97/04	2	0	0	0	
108/04	5	8	4	2	
125/04	8	12	6	4	
Präparat Nr.	MTB I	MTB II	MTB III	MTB IV	MTB V
64/04	16	16	16	16	16
75/04	0	0	0	0	1
103/04	12	12	8	16	0
93/04	0	4	4	0	0
97/04	0	0	0	0	0
108/04	8	0	2	4	4
125/04	6	16	0	4	4

2)

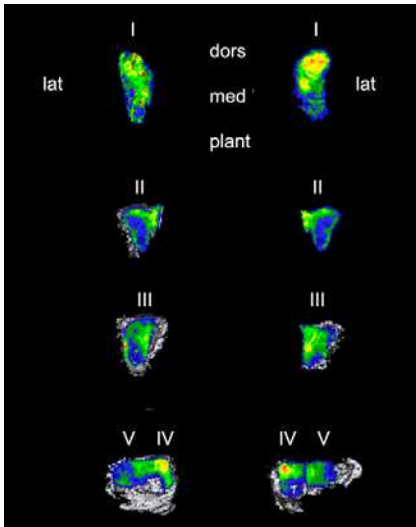
CT-OAM: Densitogramme aller sieben TMT-Gelenkserien



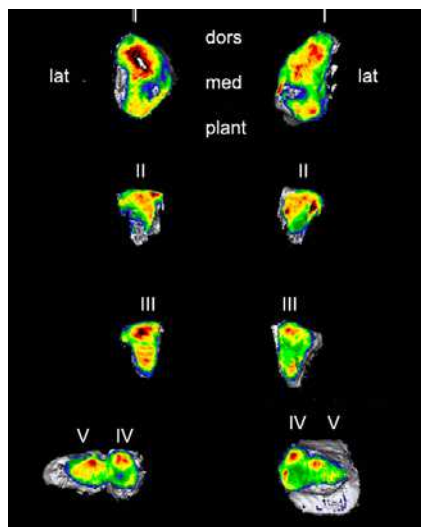
Präparat 64/04, rechter Fuß



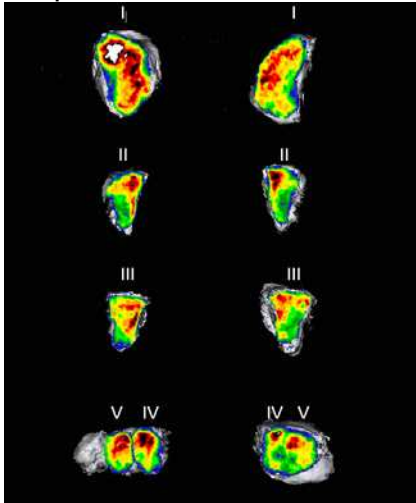
Präparat 75/04, rechter Fuß



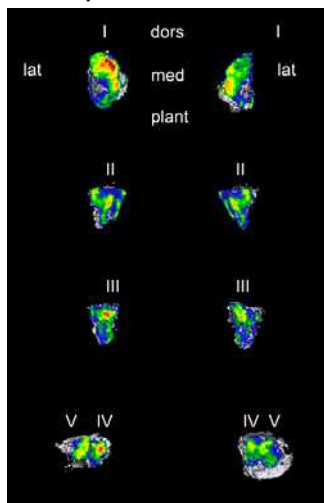
Präparat 93/04, rechter Fuß



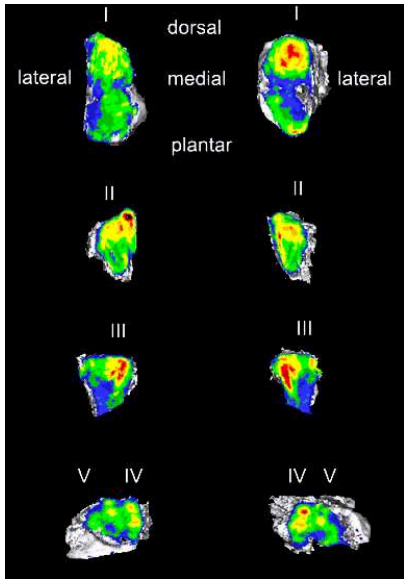
Präparat 97/04, linker Fuß



Präparat 103/04, linker Fuß



Präparat 108/04, linker Fuß



Präparat 125/04, rechter Fuß

## 8. Literaturverzeichnis

Anetzberger, H., Müller-Gerbl, M., Scherer, M.A., Metak, G., Blümel, G., Putz, R. (1994): Change in the subchondral mineralization after reconstruction of the anterior cruciate ligament of the sheep. *Unfallchirurg* 97:655-660.

Ateshian, G.A., Lai, W.M., Zhu, W.B., Mow, V.C. (1994): An asymptotic solution for the contact of two biphasic cartilage layers. *J Biomech* 27:347-360.

Bachrach, N.M., Valhmu W.B., Stazzone, E. (1995): Changes in proteoglycan synthesis of chondrocytes in articular cartilage are associated with the time-dependent changes in their mechanical environment. *J Biomech* 28:1561-1569.

Benninghoff, J. (2004): Anatomie: Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie. Auflage 16, Band 2. Hrsg. Drenckhahn D. Urban Fischer Verlag, München.

Böhringer, M.E., Beyer, W.F., Weseloh, G. (1995): Comparative histomorphometry of subchondral bone density and articular cartilage thickness in the tibial head in early human arthritis. *Z Orthop* 133:291-302.

Blouet, J.M., Rebaud, C., Marquer, Y., Duval, J.M., Husson, J.L., Jourdain, R., Masse, A. (1983): Anatomy of the Tarsometatarsal Joint and its applications to dislocation of this articular interface. *Anat Clin* 5:9-16.

Bowling, A., Grundy, E. (1997): Activities of daily living: changes in functional ability in three samples of elderly and very elderly people. *Age and Aging* 26:107-114.

Brama, P.A.J., Karssenber, D., Barneveld, A., van Weeren, P.R. (2001): Contact areas and pressure distribution on the proximal articular surface of the proximal phalanx under sagittal loading. *Equine Vet J* 33: 26-32.

Carter, D.R. (1984): Mechanical loading histories and cortical bone remodelling. *Calcif Tissue Int* 36:19-24.

Carter, D.R. (1987): Mechanical loading history and skeletal biology. *J Biomech* 20:1095-1109.

Carter, D.R. (1987): Trabecular Bone Density and Loading History: Regulation of Connective Tissue biology by Mechanical Energy. *J Biomech* 20:785-794.

Clark, J.M., Huber, J.D. (1990): The structure of the human subchondral bone plate. *J Bone Joint Surg* 72:866-873.

Collins, D.H., McElligott, T.F. (1960): Sulphate ( $^{35}\text{SO}_4$ ) uptake by chondrocytes in relation to histological changes in osteoarthritic human articular cartilage. *Ann Rheum Dis* 19:318-330.

- Colopy, S.A., Benz-Dean, J., Barrett, J.G., Sample, S.J., Lu, Y., Danova, N.A., Kalscheur, V.L., Vanderby, R. Jr., Markel, M.D., Muir, P. (2004): Response of osteocyte syncytium adjacent to and distant from linear microcracks during adaptation to cyclic fatigue loading. *Bone* 35: 881-891.
- De Doncker, E., Kowalski, C. (1970): Le pied normal et pathologique. *Acta Orthop Belg* 36 : 383-552.
- Duncan, H., Junt, J., Riddle, J., Pitchford, W., Christoferson, W. (1987): The tibial subchondral plate. *J Bone Joint Surg* 69A:1212-1220.
- Durrant, L.A., Archer, C.W., Benjamin, M., Ralphy, J.R. (1999): Organisation of the chondrocyte skeleton and its response to changing mechanical conditions in organ culture. *J Anat* 194 : 343-353.
- Eckstein, F., Müller-Gerbl, M., Putz, R. (1992): Distribution of subchondral bone density and cartilage thickness in the human patella. *J Anat* 180: 425–433.
- Eckstein, F., Müller-Gerbl, M., Putz, R. (1994): The distribution of cartilage degeneration of human patella in relation to individual subchondral mineralization. *Z Orthop* 132:405-411.
- Eckstein, F., Löhe, F., Hillebrand, S., Bergmann, M., Schulte, E., Milz, S., Putz, R. (1995): Morphomechanics of the humero-ulnar joint: II. Concave incongruity determines the distribution of load and subchondral mineralization. *Anat Rec* 243:327-335.
- Eckstein, F., Jacobs, C.R., Merz, B.R. (1997): Mechanobiological adaptation of subchondral bone as a function of joint incongruity and loading. *Med Eng Phys* 19:720-728.
- Eckstein, F., Reiser, M., Englmeier, K.H., Putz, R. (2001): In vivo morphometry and functional analysis of human articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging – from image to data, from data to theory. *Anat Embryol* 203: 147 – 173.
- Faure, C. (1981): Le squelette de l'avant-pied. *Anat Clin* 3:49-65.
- Felson, D.T., Naimark, A., Anderson, J. (1987): The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly: The Framingham Osteoarthritis Study. *Arthr Rheum* 30:914-918.
- Felson, D.T., Zhang, Y., Hannan, M.T., Naimark, A., Weissman, B., Aliabadi, P., Levy, D. (1995): The incidence and natural history of knee osteoarthritis in the elderly: The Framingham Study 38:1500-1505.
- Frank, E. H., Grodzinsky, A. J. (1987): Cartilage electromechanics- I. Electrokinetic transduction and the effects of electrolyte pH and ionic strength. *J Biomech* 20:615-627.
- Freeman, P.M., Natarajan, R.N., Kimura, J.H. (1994): Chondrocyte cells respond mechanically to compressive loads. *J Orthop Res* 12:311-320.

- Frick, H., Leonhardt, H., Starck, D. (1992): Allgemeine Anatomie 4. Auflage Thieme, Stuttgart- New York.
- Giunta, R., Löwer, N., Kierse, R., Wilhelm, K., Müller-Gerbl, M. ( 1997): Stress on the radiocarpal joint. CT studies of subchondral bone density in vivo. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 29:32-37.
- Giunta, R., Müller-Gerbl, M., Biemer, E. ( 2005): Patterns of subchondral bone mineralization in the distal radioulnar joint. *J Hand Sur* 30:343-350.
- Glaser, C. (1998): Kollagenfaserarchitektur des Gelenkknorpels unter verschiedenen mechanischen Belastungssituationen. Quantitative Beschreibung, funktionelle Deutung und Modellbildung. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München.
- Goossens, M., De Stoop, N. (1983) : Lisfranc`s fractures dislocations : etiology, radiology and results of treatment. A review of 20 cases. *Clin Orthop Relat Res* 176:154-162.
- Grynepas, M.D., Alpert, B., Katz, I., Lieberman, I., Pritzker, K.P.H. (1991): Subchondral bone in Osteoarthritis. *Calcif Tissue Int* 49:20-26.
- Guilak, F., Ratcliffe, A., Mow, V.C. (1995): Chondrocyte deformation and local tissue strain in articular cartilage: a confocal microscopy study. *J Orthop Res* 13:410-421.
- Gurlt, E. (1964): Geschichte der Chirurgie und ihre Ausübung. Nachdruck der Ausgabe Berlin 1898. Ohms, Hildesheim.
- Hall, A., Urban, J.P.G., Gehl, K. (1991): The effects of hydrostatic pressure on matrix synthesis in articular cartilage. *J Orthop Res* 9:1-10.
- Hees, H., Sinowatz, F. (2000): Binde- und Stützgewebe. In: Histologie.Kurzlehrbuch der Zytologie und mikroskopischen Anatomie. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, S.113-150.
- Hill, C.L., Gill, T.K., Menz, H.B., Taylor, A.W. (2008): Prevalence and correlates of foot pain in a population- based study: The North West Adelaide Health study. *Journal of Foot and Ankle Research* 1:2, doi:10.1186/1757-1146-1-2.
- Hippokrates (460-375 v. Chr.). De fracturis. Kap. 9 (zitiert nach Gurlt 1898).
- Huch, K. (2001): Knee and ankle: human joints with different susceptibility to osteoarthritis reveal different cartilage cellularity and matrix synthesis in vitro. *Arch Orthop Trauma Surg* 121:301-306.
- Huson, A. (1983): Morphology and technology. *Acta Morphol* 21:69-81.
- Köpf-Maier, P.( 2004): Wolf-Heidegger`s Atlas of Human Anatomy/ Wolf-Heidegger`s Atlas der Anatomie des Menschen: Atlas der Anatomie des Menschen 1/ Atlas of Human Anatomy: Latin Nomenclature. Auflage 6, Band 1. Karger Verlag. Freiburg im Breisgau.

- Jin, M., Frank, E.H., Quinn, T.M., Hunziker, E.B., Grodzinsky, A.J (2001): Tissue shear deformation stimulates proteoglycan and proteine biosynthesis in bovine cartilage explants. *Arch Biochem Biophys* 395:41-48.
- Kuettner, K.E., Cole, A.A. (2005): Cartilage degeneration in different human joints. *Osteoarthritis Cartilage* 13:93-103.
- Kummer, B. (1962): Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens. *Anat Anz* 110:261-293.
- Kummer, B. (1968 ): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks I. Allgemeine Problematik. *Z Anat Entwickl-Gesch* 127:277-285
- Kummer, B. (1978): Mechanische Beanspruchung und funktionelle Anpassung des Knochens. *Verh Anat Ges* 72:21-44.
- Kummer, B. (2005): Biomechanik. Form und Funktion des Bewegungsapparates. Deutscher Ärzteverlag, Köln.
- Lakin, R.C. (2001): Contact mechanics of normal tarsometatarsal joints. *J Bone Joint Surg* 83:520-528.
- Lanyon, L.E. (1982): Osteoporosis and mechanically related bone remodeling. In: Osteoporosis. Menczel J., Robin, G.C., Makim, M., Steinberg, R. (Eds), John Wiley & Sons, Chichester, pp. 148-156.
- Lanyon, L.E. (1993): Osteocytes, strain detection, bone modeling and bone remodeling. *Calcif Tissue Int* 1:102-107.
- v. Lanz, T., Wachsmuth, W. (1972): Praktische Anatomie. Auflage 1, Band 4. Teil: Bein und Statik. Hrsg. Lang, J., Wachsmuth, W., Springer Verlag, Heidelberg.
- Lee, D.A., Bader, D.L. (1995): The development and characterisation of an in-vitro system to study strain-induced cell deformation in isolated chondrocytes. *In Vitro Cell Dev Biol Anim* 31:828-835.
- Liebich, H.G. (1999): Binde- und Stützgewebe (Textus connectivus). In: Funktionelle Histologie. Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis. Schattauer Verlag, Stuttgart, pp. 69-73.
- Loveday, D., Robinson, A. (2008): Lisfranc injuries. *Br J Hosp Med* 69:399-402.
- Marotti, G., Ferreti, M., Muglia, M.A., Palumbo, C., Palazzini, S. A. ( 1992): quantitative evaluation of osteoblast-osteocyte relationships on growing endosteal surface of rabbit tibia. *Bone* 13:363-368.
- Meachim, G. (1972): Light microscopy of Indian ink preparations of fibrillated cartilage. *Ann rheum Dis* 31:457-464.

Menz, H.B., Morris, M.E., Lord, S.R. (2005):Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *Journal of Gerontology* 60:1546-1552.

Merz, B., Eckstein, F.,Hillebrand, S.,Putz, R. (1997): Mechanical implications of humeral-ulnar incongruity- Finite Elements analysis and experiment. *J Biomech* 30: 713-721.

Milz, S., Putz, R. (1994): Quantitative morphology of the subchondral plate of the tibial plateau. *J Anat* 185:103-110.

Müller-Gerbl, M., Putz, R., Hodapp, N., Schulte, E., Wimmer, B. (1989): Computed tomography-osteodensitometry for assessing density distribution of subchondral bone as a measure of longterm mechanical adaption in individual joints. *Skeletal Radiol* 18:507-512.

Müller-Gerbl, M., Putz, R., Hodapp, N. (1990): Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT -Osteodensitometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden. *Z Orthop* 128:128–130.

Müller-Gerbl, M., Putz, R., Kenn, R. (1992): Demonstration of subchondral bone density patterns by three-dimensional CT osteodensitometry as a non invasive method for in vivo assessment of individual longterm stresses in joints. *J Bone Miner Res* 2:411-418.

Müller-Gerbl, M. (1998): The subchondral bone plate. *Advances in Anatomy, Embryology and Cell Biology* Volume141, Springer Verlag, Heidelberg.

Muehleman, C., Bareither, D., Huch, K., Cole, AA., Kuettner, KE. (1997): Prevalence of degenerative morphological changes in the joints of the lower extremity. *Osteoarthritis and Cartilage* 5:23-27.

Muir, P., Mc Carthy, J., Radtke, C.L., Markel, M.D., Santschi, E.M., Scollay, M.C., Kalscheur, V.L. (2006): Role of enchondral ossification of articular cartilage and functional adaption of the subchondral plate in the development of fatigue microcracking of joints. *Bone* 38:342-349.

Murata, M., Bonassar, L.J., Wright, M., Mankin, H.J., Towle, C.A. ( 2003): A role for the interleukin-1 receptor in the pathway linking static mechanical compression to decreased proteoglycan synthesis in surface articular cartilage. *Arch Biochem Biophys* 413:229-235.

Myerson, M.S. (1999): Diagnosis and treatment of injury to the tarsometatarsal joint complex. *J Bone Joint Surg Br* 81:756-763.

Myerson, M.S., Mc Garvey, W.C., Henderson, M.R., Hakim, J. (1994): Morbidity after crush injuries to the foot. *J Orthop Trauma* 8:343-349.

Noble, J., Alexander, K. (1985): Studies of tibial subchondral bone density and its significance. *J Bone Joint Surg Am* 67:295-302.



Panula, H.E., Nieminen, J., Parkkinen, J.J., Arnala, I. (1998): Subchondral bone remodelling increases in early experimental osteoarthritis in young beagle. *Acta Orthop Scan* 69:627-632.

Pauwels, F. (1960): Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. Zehnter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausaler Morphologie des Stützapparates. *Z Anat Entwickl-Gesch* 121:478-515.

Pauwels, F. (1963): Druckverteilung im Ellenbogengelenk, nebst grundsätzlichen Bemerkungen über den Gelenkdruck. 11. Beitrag zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. *Z Anat Entwickl-Gesch* 123:643-667.

Pauwels, F. (1965): Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens. In: *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer, Berlin, S.386-399.

Peyron, J.G. (1984): The epidemiology of osteoarthritis. In: Moskowitz, R.W, Howell, D.S., Goldberg, V.M (Editors). *Osteoarthritis. Diagnosis and Treatment*. Saunders, Philadelphia, pp. 9-27.

Philibin, T., Rosenberg, G., Sferra, J.J. (2003): Complications of missed or untreated Lisfranc injuries. *Foot Ankle Clin* 8:61-71.

Radin, E.L., Paul, I.L., Lowy, M. (1970): A comparison of the dynamic force transmitting properties of subchondral bone and articular cartilage. *J Bone Joint Surg* 52:444-456.

Radin, E.L., Paul, I.L. (1970): Does compliance reduce skeletal impact loads? The relative force-attenuating properties of articular cartilage, synovial fluid, periarticular soft-tissues and bone. *Arthritis Rheum* 13:139-144.

Radin, E.L. (1972/1973): The physiology and degeneration of joints. *Semin Arthr Rheum* 2:245-257.

Radin, E.L., Paul, I.L., Rose, R.M. (1975): Mechanical factors in the ätiology of osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 34:132-133.

Radin, E.L., Abernethy, P.J., Townsend, P.M., Rose, R.M. (1978): The role of bone changes in the degeneration of articular cartilage in osteoarthritis. *Acta Orthop* 44:55-63.

Radin, E.L., Rose, R.M. (1986): Role of subchodral bone in the initiation and progression of cartilage damage. *Clin Orthop* 213: 34-40.

Richter, M., Wippermann, B., Krettek, C., Schrott, E., Hübner, T., Thermann, H. (2001): Fractures and Fracture Dislocations of the Midfoot- Occurrence, origin and long-term results. *Foot Ankle Int* 22:392-398.

Roux, W. (1895): *Gesammelte Abhandlungen über die Entwicklungsmechanik der Organismen*. 1. Funktionelle Anpassung. Engelmann, Leipzig.

Sah, R.L., Kim, Y.J., Doong, J.Y., Grodzinsky, A.J., Plaas, A.H., Sandy, J.D. (1989): Biosynthetic response of cartilage explants to dynamic compression. *J Orthop Res* 7: 619-636.

Sah, R.L., Kim Y.J., Grodzinsky, A.J., Plaas, A.H., Sandy, J.D. (1990): Effects of tissue compression on the hyaluronate-binding properties of newly synthesized proteoglycans in cartilage explants. *Biochem J* 267:803-808.

Scott, S.H., Winter, D.A. (1993): Biomechanical model of the human foot: kinematics and kinetics during the phase of walking. *J Biomech* 26:1091-1104.

Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U. (2007): Prometheus, Lernatlas der Anatomie: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 2. Auflage Thieme, Stuttgart.

Schulz, C.U., Pfahler, M., Anetzberger, H.M., Becker, C.R., Müller-Gerbl, M., Refior, H.J. (2002): The mineralization patterns at the subchondral bone plate of the glenoid cavity in healthy shoulders. *J Shoulder Elbow Surg* 11:174-181.

Shimizu, M., Tsuji, H., Matsui Kato, Y., Sano, A. (1993): Morphometric analysis of subchondral bone of the tibial condyle in osteoarthritis. *Clinic Orthop Relat Res* 293:229-239.

Simkin, P.A., Heston, T.F., Downey, D.J., Benedict, R.S., Choi, H.S. (1991): Subchondral architecture in bones of the canine shoulder. *J Anat* 175:213-227.

Skerry, T.M., Bitensky, L., Chayen, J., Lanyon, L.E. (1989): Early strain-related changes in enzyme activity in osteocytes following bone loading in vivo. *J Bone Min Res* 4:783-788.

Sobotta, J. (2006): Atlas der Anatomie des Menschen. 22. Auflage, Band 2. Hrsg.: Putz, R., Pabst, R., Elsevier- Urban & Fischer, München-Jena, .

Sokoloff, L. (1963): The biology of degenerative joint disease. *Perspect Biol Med* 7:94-106.

Teng, A.L., Pinzur, M.S., Lomasney, L., Mahoney, L., Havey, R. (2002): Functional outcome following anatomic restoration of tarsal-metatarsal fracture dislocation. *Foot Ankle Int* 23:922-926.

Thompson, M.C., Mormino, M.A. (2003): Injury to the tarsometatarsal joint complex. *J Am Acad Orthop Surg* 11:260-267.

Treppo, S., Koepp, H., Quan, E.C., Cole, A.A., Kuettner, K.E., Grodzinsky, A.J. (2000): Comparison of biomechanical and biochemical properties of cartilage from human knee and ankle pairs. *J Orthop Res* 18:739-748.

Trevino, S.G., Kodros, S. (1995): Controversies in tarsometatarsal injuries. *Orthop Clin* 26:229-238.

Verborgt, O., Gibson, G.J., Schaffler, M.B. ( 2000): Loss of osteocyte integrity in association with microdamage and bone remodelling after fatigue in vivo. J Bone Miner Res 15:60-67.

Waldeyer, A. (2003): Anatomie des Menschen. 17. Auflage. Hrsg.: Fanghänel, J., Pera, F., Anderhuber, F., Nitsch, R. ( Hrsg.), 17.Auflage, De Gruyter, Berlin-New-York

Wolff, J. (1982): Das Gesetz der Transformation der Knochen. Hirschwald, Berlin.

Wong, M., Wuethrich, P., Buschmann, M.D., Eggli, P., Hunziker, E. ( 1997): Chondrocyte biosynthesis correlates with local tissue strain in statically compressed adult articular cartilage. J Orthop Res 15:189-196.

Wu, D.D., Burr, D.B., Boyd, R.D., Radin, E.L. (1990): Bone and cartilage changes following experimental varus or valgus tibial angulation. J Orthop Res 8:572-585.

## **Curriculum vitae**

### Zur Person:

Christine Maria Isabel Ebel

- 4. September 1978 in München

### Eltern:

Anna-Maria Ebel, Bankkauffrau i. R.

Dieter Ebel, Bankdirektor i. R.

### Geschwister:

Marc Ebel

### Schulische Ausbildung:

1985-1989                      Grundschule Eichenau

1989- 1998                    Graf-Rasso-Gymnasium Fürstenfeldbruck

1998                            Abitur

### Universitäre Ausbildung:

2000- 2002                    Ludwig-Maximilians-Universität München: Vorklinik,  
Humanmedizin

2002- 2006                    Technische Universität München: Klinik,  
Studium der Humanmedizin mit Gesamtnote "gut"  
abgeschlossen

### Tätigkeit nach Studiumabschluss

Seit 04/2007                    Lehre und Forschung an der Anatomischen Anstalt  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

## **Danksagung**

Herrn Prof. Dr. med. Reinhard Putz und Frau Prof. Dr. med. Magdalena Müller-Gerbl danke ich für die Überlassung des Themas und die Einführung in die Technik der CT-OAM.

Mein besonderer Dank gebührt Herrn Prof. Dr. med. Reinhard Putz für seine allseitige Unterstützung, seine geduldige Anleitung in die wissenschaftliche Arbeitsweise und seine sehr engagierte Förderung, ohne die diese Arbeit und die Veröffentlichung in dieser Art nicht möglich gewesen wären.

Frau Jakobi danke ich ganz herzlich für ihre fachliche Unterstützung an der Workstation.

Dank sei ferner meinen Kollegen Herrn Johannes Doberauer und Frau Christiane Weisgerber.

In ganz besonderer Weise danke ich auch Herrn Dr. Peter Proding, der mich mit seinem wissenschaftlichen Geist und Tatendrang stets begleitet hat.

Der größte Dank aber gilt für ihre unermüdliche Unterstützung meinen Eltern.