

**Die „Physiologische Inkongruenz“
des oberen Sprunggelenkes –
Ein optimiertes biologisches Bauprinzip auch in
nicht-sphärischen Gelenken?**

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

vorgelegt von Angelika Weileder
aus Eggenfelden
im Jahr 2007

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. med. M. Müller-Gerbl

Mitberichterstatter: Prof. Dr. K. J. Pfeifer

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 22.03.2007

Für Gerhard, Claudia und Felix

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	6
1.1	Allgemeines	6
1.1.1	Anatomie des oberen Sprunggelenkes	7
1.1.2	Biomechanik des oberen Sprunggelenkes.....	11
1.1.2.1	Kinematik	12
1.1.2.2	Statik	13
1.1.3	Gelenkknorpel des oberen Sprunggelenkes	15
1.1.4	Subchondraler Knochen.....	17
1.1.4.1	Definition des subchondralen Knochens	17
1.1.4.2	Morphologie des subchondralen Knochens	18
1.1.4.3	Funktion des subchondralen Knochens	18
1.1.4.4	Methodik zur Darstellung der Mineralisierungsmuster.....	19
1.1.4.5	Subchondrale Mineralisierungsverteilung.....	20
1.2	Fragestellung	21
2	Material.....	22
3	Methoden	23
3.1	CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM).....	23
3.1.1	Anfertigen der CT-Datensätze	23
3.1.2	Erstellen der Densitogramme.....	23
3.1.3	Auswertung der einzelnen Densitogramme	25
3.2	Talusprofilquotient.....	26
3.2.1	Ausmessen des Talusprofilquotienten	26
3.2.2	Statistische Weiterverarbeitung des TPQ	27
3.3	Oberflächenbewertung nach Arthrostadien.....	27
3.4	Gegenüberstellung der untersuchten Parameter.....	29
4	Ergebnisse.....	30
4.1	Subchondrale Mineralisierung.....	30
4.2	Talusprofilquotient.....	34
4.2.1	Streuung	34
4.2.2	Abhängigkeit des TPQ vom Geschlecht.....	34
4.2.3	Abhängigkeit des TPQ vom Alter	35
4.3	Oberflächenbewertung.....	37

4.4	Gegenüberstellung: Subchondrale Mineralisierungstypen – Talusprofilquotient.....	40
4.5	Gegenüberstellung: Subchondrale Mineralisierungstypen - Talusprofilquotient - Oberflächenbewertung.....	41
5	Diskussion	43
5.1	Material	43
5.2	Methode	43
5.2.1	Ausmessen des Talusprofilquotienten	43
5.2.2	Oberflächenbewertung.....	43
5.2.3	CT-OAM.....	44
5.3	Ergebnisse	45
6	Zusammenfassung.....	52
7	Literaturverzeichnis	54
8	Anhang	62
8.1	Abbildungen und Tabellen.....	62
8.2	Abbildungsverzeichnis.....	64
8.3	Tabellenverzeichnis	67
9	Danksagung.....	68
	Lebenslauf	69

1 Einleitung

1.1 Allgemeines

Die Gelenke des menschlichen Körpers lassen sich in sphärische und nicht-sphärische Gelenke einteilen. Als Paradebeispiel eines sphärischen Gelenkes gilt das Hüftgelenk, welches aus Hüftkopf und Hüftpfanne besteht, bei dem man von einer exakten Passform beider Gelenkkörper ausgeht. Studien von Greenwald [25] und Bullough [10] zeigten allerdings, dass die Kontaktzonen der beiden Gelenkkörper bei jüngeren Menschen im vorderen und hinteren Pfannenbereich liegen, bei älteren Personen dagegen zentral. Dies lässt sich plausibel dadurch erklären, dass bei jüngeren Menschen die Gelenkkörper inkongruent sind [9]. Diese Inkongruenz nimmt aber mit zunehmendem Alter ab. An einem Modell eines Kugelgelenkes [8] konnte Bullough zeigen, dass es auch bei primär inkongruenten Gelenkflächen ab einer bestimmten Größe der einwirkenden Gelenkkraft zu einem vollständigen Kontaktschluss mit nachfolgend größerer Kontaktfläche und kleinerer Druckspannung kommt, also eine bessere Kraftübertragung vorliegt. Außerdem wirkt sich diese "Physiologische Inkongruenz" sehr positiv auf den Gelenkknorpel aus, weil durch den dabei auftretenden intermittierenden Druck eine optimale Ernährung und Schmierung des Gelenkknorpels gewährleistet wird. Beim alten Menschen geht diese Inkongruenz offenbar verloren und es beginnt ein nicht aufzuhaltender Prozess des Knorpeluntergangs durch mangelnde Ernährung und Abrieb. Untersuchungen der subchondralen Mineralisierung, Korrelat der Langzeitbeanspruchung von Gelenkflächen [52], zeigten ebenfalls, dass bei Menschen unter 60 häufig die dorsale und ventrale Region des Acetabulum erhöhte Dichtewerte aufwiesen, während bei über 60-jährigen vor allem die zentrale Region davon betroffen war.

Auch im Schultergelenk und in der *Articulatio humeroulnaris* sind die Gelenkbestandteile durch eine physiologische Inkongruenz so exakt konfiguriert, dass dadurch ideale Bedingungen sowohl für eine kraftabhängige und dynamische Art der Kraftübertragung und Kraftverteilung, als auch für die Schmierung und Ernährung des

belasteten Knorpels vorherrschen. Bei dieser Inkongruenz der Kugelgelenke handelt es sich offenbar um ein optimiertes biologisches Bauprinzip [56].

Es gibt Hinweise, dass in nicht-sphärischen Gelenken, wie z. B. dem oberen Sprunggelenk, ebenfalls eine Inkongruenz der Kontaktflächen [90] besteht. In dieser Arbeit soll über die Darstellung der subchondralen Mineralisierungsmuster geprüft werden, ob im oberen Sprunggelenk auch eine physiologische Inkongruenz vorhanden ist, und wenn ja, welchen Einfluss die Geometrie der korrespondierenden Gelenkflächen auf die vorliegende Mechanik hat. Darüber hinaus wird der Frage nachgegangen, ob eine Korrelation zwischen der Lokalisation von degenerativen Veränderungen und den subchondralen Mineralisierungsmustern vorliegt.

1.1.1 Anatomie des oberen Sprunggelenkes

Das obere Sprunggelenk (OSG) und das untere Sprunggelenk (USG) stellen auf Grund der Anordnung ihres Bandapparates und der integrierend über beide Gelenke hinwegziehenden insgesamt 8 Muskelsehnen eine funktionelle Einheit dar. Die Schwierigkeit ihrer Aufgabe besteht darin, einen Ausgleich zwischen der bewegten trägen Masse des menschlichen Körpers und der jeweiligen Unterstützungsfläche zu schaffen. Bei jedem Schritt haftet zumindest ein Fuß jeweils ganz oder teilweise am Boden, während über die beiden Sprunggelenke die Gesamtmasse des Körpers gewissermaßen oszillierend weiter balanciert wird. Beim kinematischen Ablauf von Dorsalflexion, Plantarflexion und Rotation, zu der beim Gehen und Laufen eine gewisse Valgusbeanspruchung dazukommt, müssen je nach Gangphase beträchtliche Kräfte von den Gelenkkörpern aufgenommen werden [16], [33], [51], [81].

Das OSG hat in erster Näherung die Form eines Scharniergelenkes. Die Malleolengabel bildet dabei die konkave Gelenkfläche, der Talus die konvexe Gelenkfläche (Abbildung 1.1). Die Gelenkflächen sind aber keinesfalls kongruent. Zum einen ist die Talusrolle vorne 4-5 mm breiter als hinten und der fibulare Rand verläuft konvex gebogen. Zum anderen weist die tibiale Gelenkfläche im Sagittalschnitt keine regelmäßige kreisförmige Kontur auf. Sie ist medial und lateral mehr gebogen (Radius $r = 20$ mm) als im Mittelteil, in dem die Krümmung deutlich flacher ($r = 24$ mm) ist [80]. Im Ganzen ist die tibiale Gelenkfläche etwas flacher als die Talusrolle [53].

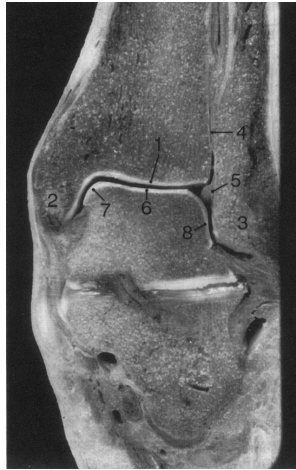


Abbildung 1.1: Anatomischer Frontalschnitt durch das OSG (aus Müller-Gerbl [53])
1 Facies articularis inferior tibiae, 2 Malleolus medialis, 3 Malleolus lateralis,
4 Syndesmosis tibiofibularis, 5 sagittale, synoviale Falte,
6 Facies articularis superior tali, 7 Facies malleolaris, 8 Facies malleolaris lateralis

Die Malleolengabel wird durch die Tibia und Fibula gebildet und stellt somit den proximalen Gelenkkörper des OSG dar (Abbildung 1.2).

Die beiden Unterschenkelknochen werden durch die tibiofibularen Bänder und die Syndesmosis tibiofibularis fest miteinander verbunden. Für die federnde Festigkeit scheint die Membrana interossea von besonderer Bedeutung zu sein [26]. Den größten Flächenanteil bildet die Facies articularis inferior tibiae. Vorder- und Hinterrand weichen zur Fibula hin etwas auseinander; der mediale Flächenabschnitt ist daher schmaler als der laterale (Abbildung 1.2a 2). Die größte sagittale Ausdehnung der Facies articularis inferior weist eine Länge von ca. 28 mm auf, die vordere Breite beträgt etwa 30 mm und nimmt von vorne nach hinten kontinuierlich ab [80].

Die Facies articularis malleoli tibiae geht von der unteren tibialen Gelenkfläche in einem Winkel, der durchschnittlich 110° beträgt, nach unten ab und ist sagittal ausgerichtet. Dorsal ist die Gelenkfläche etwas eingezogen und besitzt eine vertikale Ausdehnung von ca. 13 mm und eine sagittale Breite von etwa 24 mm [80].

Der um etwa 10 mm weiter nach distal reichende Malleolus fibulae trägt an seiner Innenseite die Facies articularis malleoli lateralis, die in sich gekrümmt ausgerichtet ist. Von einer proximalen sagittalen Zone aus, die mit der Facies articularis inferior tibiae in einem rechten Winkel steht, ist sie in einem flachen Bogen nach distal bis zu einem Winkel von ca. 120° zur unteren Tibiagelenkfläche hin gewölbt. Die fibulare Gelenkfläche erreicht nicht die Spitze des Malleolus fibulae. Sie ist von dieser durch

eine Kerbe getrennt, die in eine dorsal ansteigende Bandfurche ausläuft [53]. Die vertikale Ausdehnung der Facies articularis malleoli fibulae beträgt etwa 23 mm, während die Breite Werte von ca. 18 mm erreicht [80].

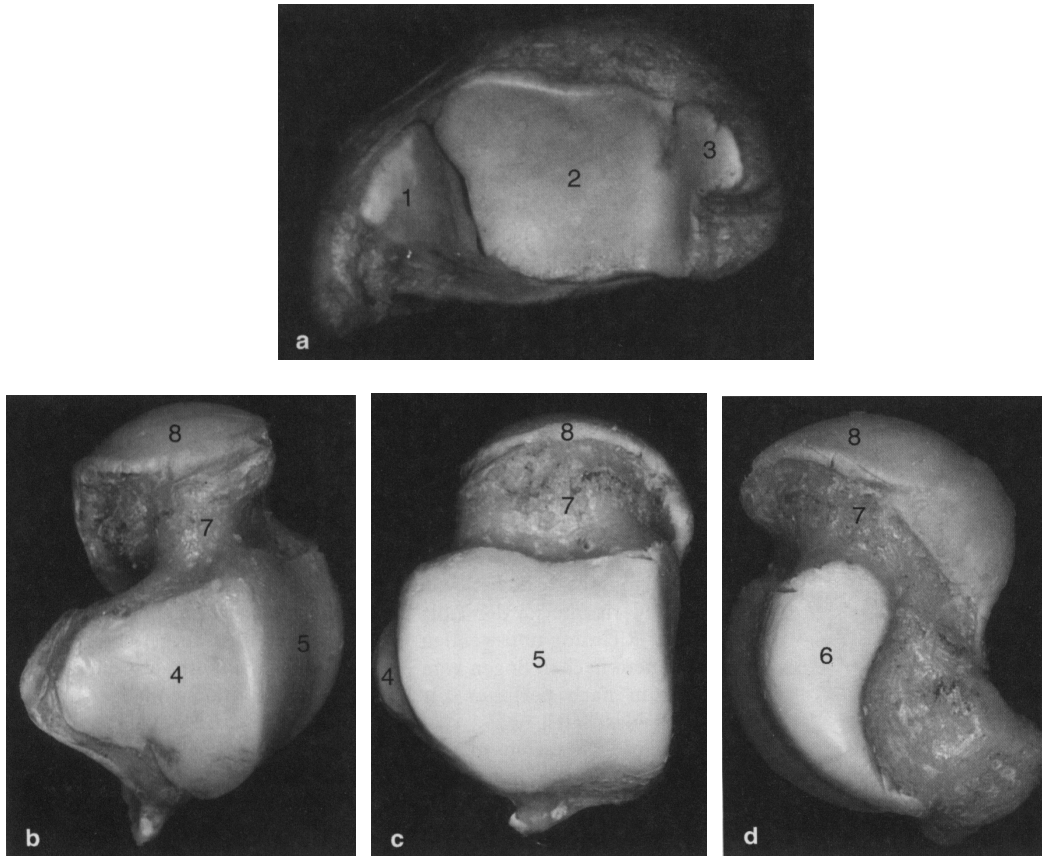


Abbildung 1.2: Korrespondierende Gelenkflächen des OSG (aus Müller-Gerbl [53])
 a rechte Malleolengabel von unten, b linker Talus von lateral,
 c linker Talus von oben, d linker Talus von medial,
 1 Facies articularis malleoli lateralis, 2 Facies articularis inferior tibiae,
 3 Facies articularis malleoli medialis, 4 Facies malleolaris lateralis, 5 Facies
 articularis superior tali, 6 Facies malleolaris medialis, 7 Collum tali, 8 Caput tali

Die Fibula ist mit einer an die Facies articularis malleoli nach proximal angrenzenden Fläche in die entsprechende Incisura fibularis eingepasst (Abbildung 1.3).

Sie liegt hier distal meist nicht exakt an, sondern ist von dieser durch den Recessus tibiofibularis getrennt, der eine Tiefe bis zu 10 mm erreichen kann. Die Incisura fibularis ist ihrerseits flach konkav und weist eine Breite von etwa 23 mm auf [53].

Der Talus bildet den distalen Anteil des OSG, bestehend aus der Facies superior und den medial und lateral abfallenden malleolaren Gelenkflächen. Die größte Fläche bildet die Facies superior aus (Abbildung 1.2c 5), deren sagittale Länge etwa 34 mm beträgt, die größte Breite mit etwa 30 mm findet sich im Mittelabschnitt. Während der

Durchmesser der Vorderkante ebenfalls etwa 29 mm aufweist, verjüngt sich der hintere Abschnitt aber auf etwa 21 mm [80]. Die angedeutete Keilform der Trochlea tali und die Ausformung des fibularen Gelenkanteils führen dazu, dass das Talokruralgelenk in Plantarflexionsstellung etwas mehr Spiel besitzt als in extremer Dorsalflexionsstellung [53].

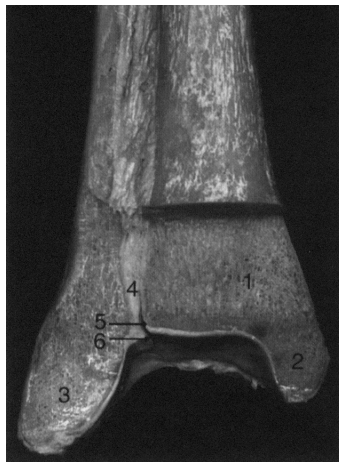


Abbildung 1.3: Frontalschnitt durch die Syndesmosis tibiofibularis (aus Müller-Gerbl [53])
 1 Tibia, 2 Malleolus medialis, 3 Malleolus lateralis, 4 Syndesmosis tibiofibularis,
 5 sagittaler Recessus, 6 synoviale Falte

Die annähernd vertikal stehende, nach innen konkav gekrümmte Facies malleolaris lateralis stellt die zweitgrößte Gelenkfläche der Trochlea tali dar. In der Flächenprojektion erscheint sie, vereinfacht dargestellt, dreieckig mit abgerundeten Ecken. Die nach oben weisende „Basis“ des Dreiecks ist als seitliche Rollenkante konkav gekrümmt und geht fast rechtwinklig in die Facies superior über. Ihre vertikale Ausdehnung beträgt etwa 25 mm, die sagittale Ausdehnung ist ca. 27 mm [80].

Die Facies malleolaris medialis gleicht in ihrem Umriss einem liegenden Komma, das stumpfwinklig gegen die Facies superior abgeknickt ist. Der „Kommabauch“ liegt vorn am Übergang zum Collum tali. In vertikaler Richtung beträgt die Ausdehnung etwa 14 mm, in sagittaler etwa 28 mm [80].

Nach Riede [73] kann die Rinnenbildung der Trochlea tali mit Hilfe des „Talusprofilquotienten“ (TPQ) quantifiziert werden. Prinzipiell können zwei Profiltypen der Talusrolle voneinander abgegrenzt werden (Abbildung 1.4):

- a) Die Trochlea mit *flachem Profil* und einem TPQ von 0,01 bis 0,04.
- b) Die Trochlea mit *konkavem Profil* und einem TPQ von 0,05 bis 0,08.

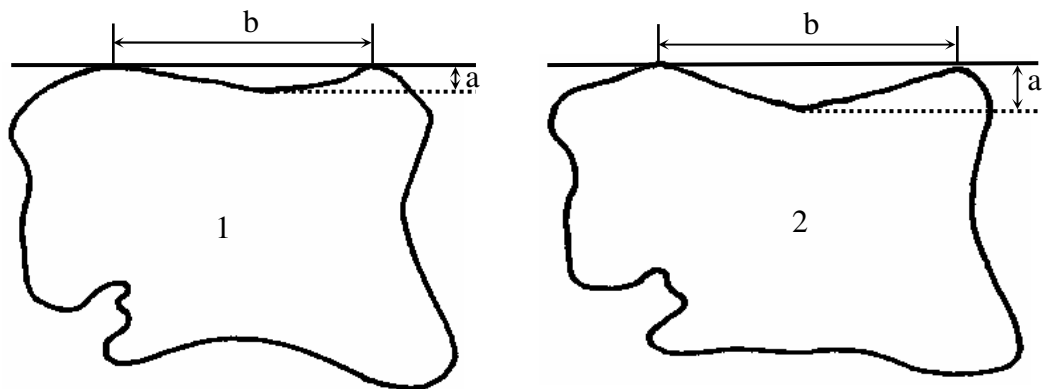


Abbildung 1.4: Frontalschnitt durch Talus,
a = Tiefe der Führungmulde, b = Querdurchmesser der Talusrolle
1 Flache Talusrolle (TPQ: 0,01-0,04), 2 Tiefe Talusrolle (TPQ: 0,05-0,08);
gezeichnet nach Müller-Gerbl [52]

In der Altersgruppe von 10 bis 45 Jahren überwiegen Talusrollen mit konkavem Profil. Zwischen dem 50. und 80. Lebensjahr herrschen flache Talusrollen vor. Besonders häufig ist das flache Profil bei älteren Menschen mit Osteoporose. [73]

Nach Riede verändert sich somit während des Lebens der TPQ von 0,1 beim Jugendlichen auf 0,01 beim älteren Menschen [74], [75].

1.1.2 Biomechanik des oberen Sprunggelenkes

Nachdem das obere Sprunggelenk seit Hippokrates, über Bromfeild 1773 [5] bis hin zu Fick 1911 [23] als Ginglymus (Scharniergelenk) galt, postulierte bereits Lazarus [41] eine Articulatio cochlearis (Schraubengelenk). Barnett und Napier [2] relativierten diese Vorstellung durch den Nachweis eines biphasischen Achsenverlaufes. Hicks [30], später auch Close [15] bestätigten die Außenrotation des Talus bei Plantarflexion, die Innenrotation bei Dorsalflexion. Kapandji [35] sowie Inman [33] behaupteten dagegen, dass eine monophasische Achse vorliegt, wobei letzterer eine Pseudorotation des Talus nachweisen konnte. Nach Inman [33] stellt die Trochlea tali den Ausschnitt eines Kegelmantels dar, dessen Spitze nach medial zeigt. Die laterale Gelenkfläche steht senkrecht zur Gelenkachse, während die mediale um ca. 6° dazu geneigt ist. Deshalb ist die laterale Talusrolle kreisförmig, die mediale ellipsenförmig. Dadurch wird die Pseudorotation des Talus erklärbar (Abbildung 1.5).

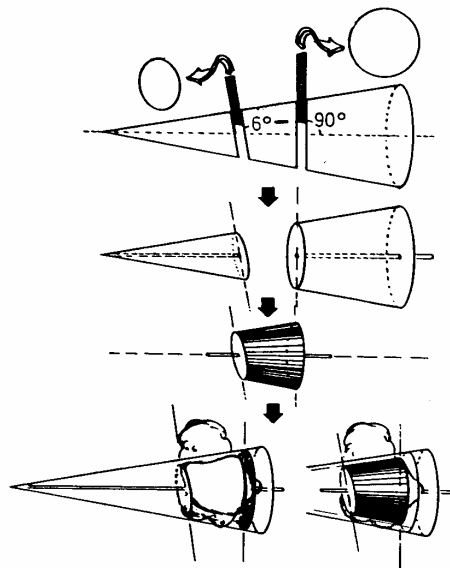


Abbildung 1.5: Darstellung der Trochlea tali als Teil eines Kegelstumpfes mit medial um 6° angeschrägter Schnittfläche; gezeichnet nach Inman [33], [91]

1.1.2.1 Kinematik

Erst neuere Untersuchungen von Reimann et al. [70], [71], [72] haben gezeigt, dass nur die Dorsalflexion im oberen Sprunggelenk einer reinen Scharnierbewegung entspricht, dagegen die Plantarflexion einer Schraubenbewegung (Abbildung 1.6 a). Unter exakter Berücksichtigung des Außenknöchels und der tibio-fibularen Syndesmose entspricht nach Reimann et al. [72] nur die mediale Talusfacette einer Kegelfläche, die laterale dagegen einer Schraubenfläche, welche besonders in Plantarflexion durch den Außenknöchel geführt wird und nur in dieser Position optimalen Flächenkontakt zwischen Talusrolle und Malleolengabel bewirkt. Die Bewegungsachse des oberen Sprunggelenkes (Abbildung 1.6 b) die nach Inman [33] direkt unterhalb der Knöchel verläuft, ist um 8° nach medial ansteigend und um 6° nach vorne gerichtet. [91]

Durch die schräge Einstellung der Achsen des oberen und unteren Sprunggelenkes sind die Bewegungsmöglichkeiten von Rück- und Vorfuß gekoppelt. Die Außenrotation des Unterschenkels bei aufgesetztem Fuß zieht eine Supination des Vorfußes nach sich, die Innenrotation eine Pronation. Im OSG findet großteils eine isolierte Bewegung um die Achse, die durch die Spitze des Malleolus medialis und durch das Zentrum des Malleolus lateralis und damit durch den Krümmungsmittelpunkt der Trochlea tali zieht, statt [28]. Ihr Umfang beträgt für die Dorsalflexion (Extension) 20° und für die Plantarflexion (Flexion) 45° . Mit zunehmender Plantarflexion ist auf Grund der

Keilform der Trochlea tali eine gewisse Verkantung möglich, die sich als Ab- und Adduktionsbewegung auswirkt und beim Abrollen des Fußes unter dynamischen Bedingungen eine wesentlich günstigere Druckübertragung im Gelenk ermöglicht [53].

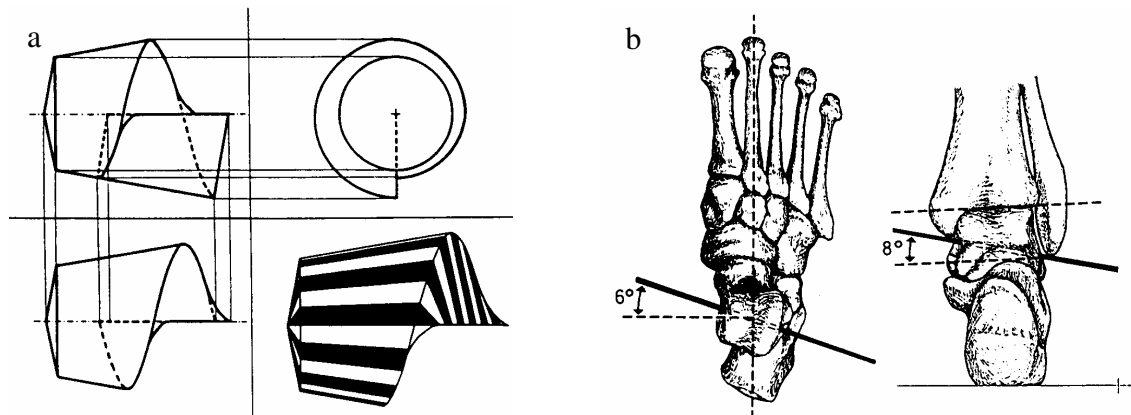


Abbildung 1.6: a Die mediale Talusfacette entspricht einer Kegelfläche, die laterale einer Schraubenfläche
b Achsenverlauf des oberen Sprunggelenkes; [72], [76], [91]

Infolge der Schräglage der queren Bewegungsachse im OSG – gegen die Tibiaachse um ca. 82° nach außen geneigt und etwas schräg zur Taluslängsachse liegend [33] – und der Anordnung der Führungsbänder ist der Weg der Talusrolle bei Bewegungen in der Sagittalebene (Flexions- und Extensionsbewegung) lateral größer als medial, weshalb die Dorsalextension im OSG mit einer deutlichen Innenrotation der Malleolengabel und damit der Tibia gekoppelt ist. Bei feststehendem Fuß ist die Tibia, sobald der Fuß beim Gehen in Dorsalflexion Boden fasst, nach außen rotiert, wohingegen sie beim Abstoßen in Plantarflexion nach innen rotiert ist.

1.1.2.2 Statik

Die Gelenkresultierende setzt sich zusammen aus der Vektorsumme des Teilkörpergewichts und aus der das Gleichgewicht herstellenden Muskelkraft. Schon unter alltäglichen Aktivitäten ist das OSG hohen Kräften ausgesetzt, die während des Gangzyklus Spitzenwerte bis zum 5-fachen des Körpergewichtes erreichen können [63]. Die Gelenkflächen werden axial auf Druck beansprucht. Zusätzlich wird diese Druckbeanspruchung durch eine Biegebeanspruchung überlagert, die auf Grund der Zugkräfte der Kollateralbänder zustande kommt [85]. Auf Grund der geometrischen Form der Gelenkkörper (Physiologische Inkongruenz) [90] stehen immer nur Teile der

Gelenkflächen für die Kraftaufnahme zur Verfügung, wobei die momentane Lage und Größe der Kontaktflächen [11] genauso wie die Druckverteilung im Gelenk von der jeweiligen Gelenkstellung abhängig ist.

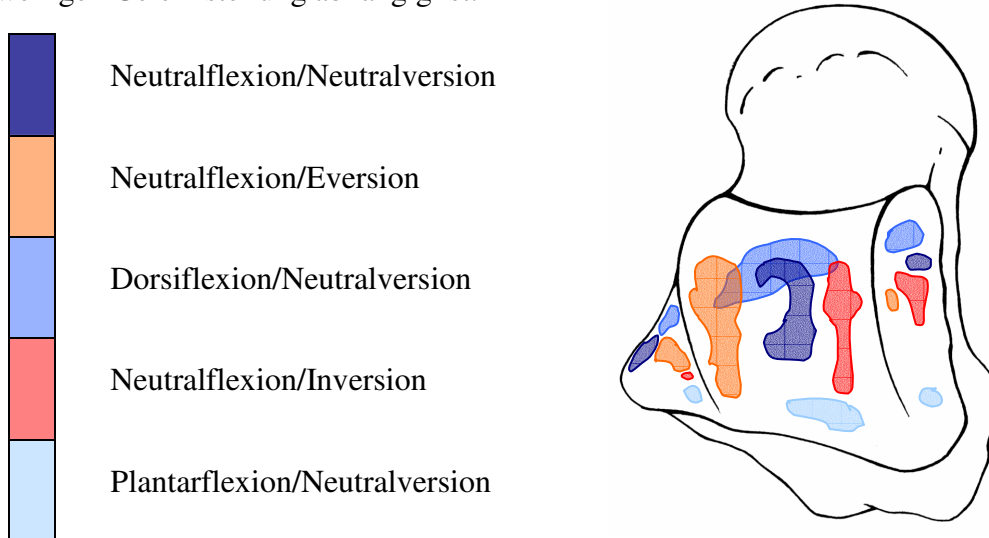


Abbildung 1.7: Kontaktflächen im Bereich des linken Talus bei verschiedenen Gelenkstellungen (gezeichnet nach Müller-Gerbl [53])

Im Ablauf der Sagittalflexion von der Dorsalflexion in die Plantarflexion (entsprechend eines Schrittes vom Fersenkontakt bis zum Abdruck von den Zehen) wandert die momentane Kontaktfläche vom vorderen Anteil der Trochlea tali über eine zentrale Lage in der Neutralstellung zum hinteren Anteil [4], [7], [11], [18], [36], [60], [61]. Die Größe der Kontaktfläche nimmt von der Dorsal- in die Plantarflexion um ca. 40 % ab, während der Gelenkdruck gleichzeitig zunimmt [53].

Abbildung 1.7 zeigt, dass es bei einer Inversion (Supination) zu einer Medialverschiebung der Kontaktfläche kommt, und entsprechend bei Eversion (Pronation) zu einer Verlagerung nach lateral [7], [11], [39]. Eine Erhöhung der Gelenkkraft führt in allen Positionen zu einer vergrößerten Kontaktfläche bei nahezu gleich bleibendem Gelenkdruck [11].

Unter geringen Lasten treten initial zunächst zwei getrennte Kontaktpunkte auf, die unter steigender Last zusammenfließen. Dies ist vergleichbar mit dem Konzept einer physiologischen Inkongruenz [25], [90], die zum einen zu einer besseren Durchwalkung des Gelenkknorpels führt, andererseits zu einer günstigeren Druckverteilung, da bei einer Zunahme der Last über eine Vergrößerung der Kontaktfläche zumindest bis zu

einer gewissen Grenze der Gelenkdruck konstant gehalten werden kann (Abbildung 1.8).

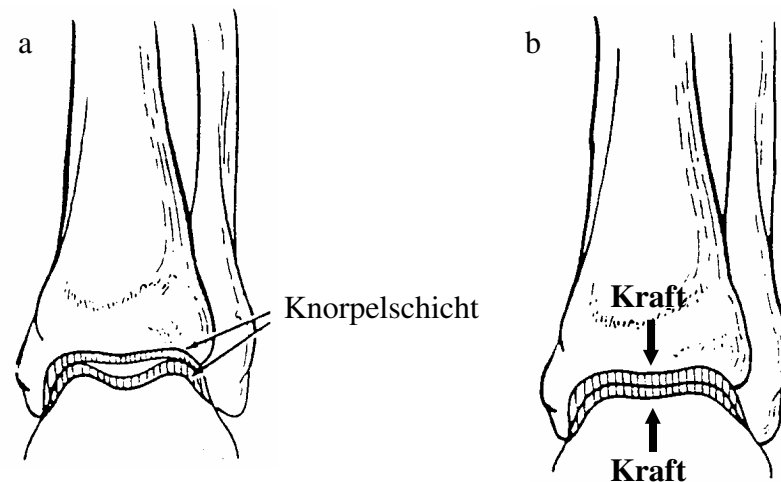


Abbildung 1.8: Frontalansicht des oberen Sprunggelenkes (aus Wynarsky et al. [90])
a Partielle Kontaktflächen
b Ausgedehnte Kontaktfläche bei stärkerer Krafteinwirkung

An den medialen und lateralen Gelenkabschnitten, vor allem an den vertikal ausgerichteten malleolaren Gelenkflächen, wird der Gelenkdruck vorwiegend durch die Zugspannung der Bänder erzeugt.

1.1.3 Gelenkknorpel des oberen Sprunggelenkes

Die glatte Oberfläche des Gelenkknorpels ermöglicht im Zusammenwirken mit der Synovialflüssigkeit ein reibungsfreies Gleiten der Gelenkflächen. Die viskoelastischen Eigenschaften des Knorpels gestatten durch Verformung eine gleichmäßige Verteilung der Druckkräfte auf den subchondralen Knochen. Ebenfalls sorgt die Verformbarkeit des Knorpels für den Ausgleich lokaler Unebenheiten und ermöglicht so eine optimale, gleichmäßige Kraftübertragung zwischen den Gelenkflächen [3].

Die Ernährung des Knorpels findet durch Diffusion aus der Synovialflüssigkeit statt. Der Stoffaustausch erfordert ein ständiges Durchwalken des Knorpels durch intermittierende Druckbeanspruchung.

Der Gelenkknorpel enthält zeitlebens syntheseaktive und teilungsfähige Zellen (Chondroblasten), die in der Lage sind, durch Proliferation und Synthese von Interzellulärsubstanzen kleine Gewebedefekte nach Verletzungen der Gelenke zu

heilen. Die Regenerationsfähigkeit ist jedoch begrenzt. Größere Knorpeldefekte von mehreren mm² heilen oft nicht mehr vollständig zu [3].

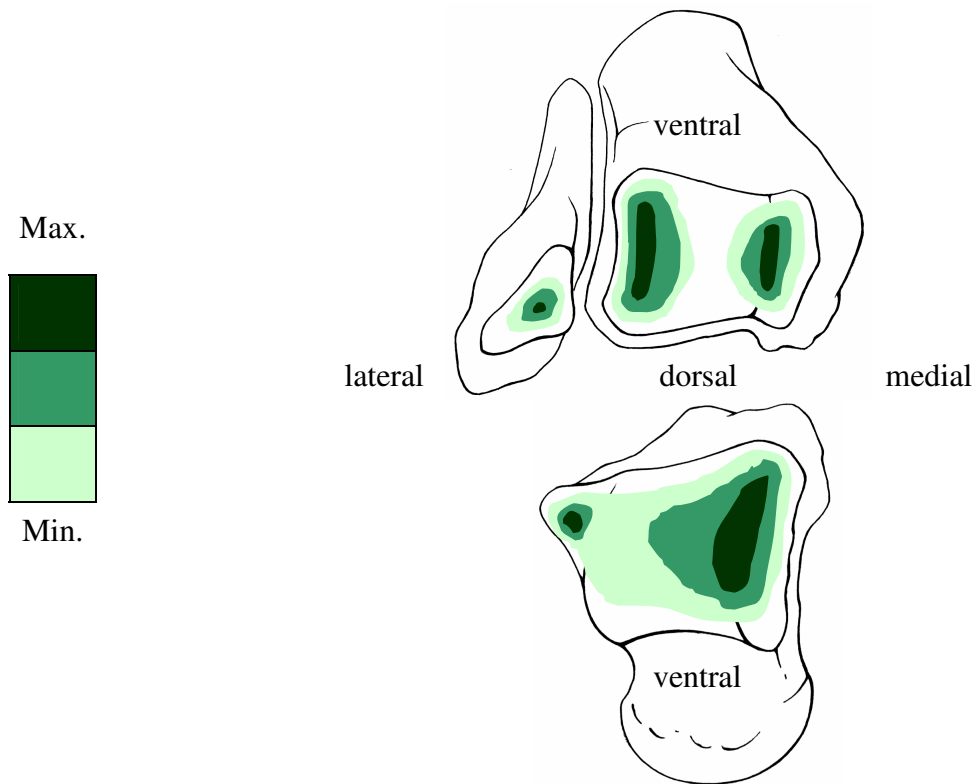


Abbildung 1.9: Flächenhafte Knorpeldickenverteilung im OSG (Malleolengabel nach oben geklappt). Die Bereiche höchster Knorpeldicke (Max.) sind dunkelgrün, die Zonen minimalster Dicke (Min.) hellgrün (gezeichnet nach Müller-Gerbl [53])

Außerdem kann der Gelenkknorpel mit Anpassung seiner Dicke auf veränderte mechanische Beanspruchung reagieren. Nach Adam [1] ist die Knorpelschicht nicht uniform dick, sondern weist ein regelmäßiges Dickenverteilungsmuster auf (Abbildung 1.9). Die maximale Knorpeldicke im oberen Sprunggelenk war $1,7 \text{ mm} \pm 0,25 \text{ mm}$, die mittlere Dicke $1,0 \text{ mm} \pm 0,16 \text{ mm}$.

Die dicksten Knorpelstellen befinden sich in der Facies articularis inferior der Malleolengabel im Übergangsbereich zur Facies malleolaris medialis und im vorderen lateralen Anteil. Im distalen Bereich der lateralen Gelenkflächen ist ein weiteres Maximum lokalisiert.

Am Talus treten die größten Knorpeldicken entlang der sagittal ausgerichteten medialen Rollkante auf und fallen nach lateral allmählich ab. An der medialen Seitenfläche

verringert sich die Knorpelbedeckung nach distal, während sich im Zentrum der lateralen Seitenfläche ein weiteres Maximum befindet [1], [53].

1.1.4 Subchondraler Knochen

1.1.4.1 Definition des subchondralen Knochens

Die Verwendung des Begriffes subchondraler Knochen in der Literatur wird von unterschiedlichen Autoren für verschiedene morphologische Strukturen verwendet.

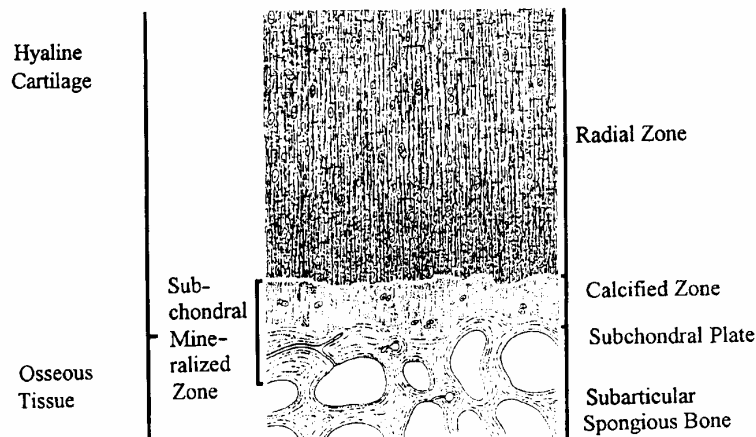


Abbildung 1.10: Schematische Zeichnung des hyalinen Knorpels mit dem darunterliegenden subchondralen Knochen [52]

Meachim [44] definiert damit die subartikuläre Platte aus kompaktem Knochen, die von knöchernen Bögen und Streben unterstützt in das Trabekelwerk übergeht, und auf der die kalzifizierte Knorpelschicht mit dem darüberliegenden unkalzifizierten Knorpel liegt. Duncan [19] beschreibt diese als mineralisierte Schicht, die den Gelenkknorpel vom Knochenmark trennt und aus zwei Anteilen besteht: dem mineralisierten Knorpel und einer aus Lamellen bestehenden Knochenplatte. Die Grenze zwischen kalzifizierter und unkalzifizierter Knorpelschicht wird in der Literatur als tidemark, kalzifizierte Linie oder, wegen ihrer Hämatoxilinsensitivität auch als basophile Linie bezeichnet [19], [40], [44], [59].

In dieser vorliegenden Arbeit gilt die Definition von Müller-Gerbl [52], die den Begriff „subchondrale Mineralisierungszone“ bzw. „subchondrale Knochenlamelle“ für die knöchernen, kompakte Schicht unterhalb der kalzifizierten Zone des Gelenkknorpels verwendet (Abbildung 1.10).

1.1.4.2 Morphologie des subchondralen Knochens

Im mikroskopischen, senkrecht zur Oberfläche gerichteten Schnitt erscheint der subchondrale Knochen wie eine solide Schicht, die durch Zwischenräume unterbrochen ist und nach einer Übergangszone von ca. 5 mm in die subartikuläre Spongiosa übergeht [83], [85].

Tangential zur Oberfläche geführte, elektronenmikroskopische Analysen zeigen, dass die subchondrale Knochenlamelle aus kleinen Platten besteht, die parallel angeordnet und miteinander verbunden sind. Jede dieser Platten besteht wiederum aus 10 – 15 Schichten kollagener Lamellen, die jeweils eine Dicke von 10 – 20 μm aufweisen und wiederum aus Fibrillen zusammengesetzt sind [34]. Clark [14] untersuchte die Ultrastruktur des subchondralen Knochens ebenfalls elektronenmikroskopisch und unterschied konzentrische, um Gefäßkanäle von Osteonen angeordnete Lamellenschichten von flachen, in appositionellen Lagen angeordneten Lamellen, die sich in tieferen Bereichen in multiplen Lagen fanden. Außerdem befinden sich Lückenbildungen, die das Knochenmark teilweise direkt mit dem Gelenkknorpel verbinden und von denen einige mit Erythrozyten angefüllt sind [19], [34], [48], [89]. Diese Lückenbildungen werden auf Grund ihrer Größe und Form unterschieden, wobei ampulläre Formen (\varnothing 80 μm) überwiegend an dünnen und wenig beanspruchten Stellen und kanalikuläre Formen (\varnothing 30 μm) eher an dicken und stärker beanspruchten Stellen der Gelenkfläche gefunden wurden [48].

Simkin [82], [83] und Dewire [17] zeigten, dass in den meisten Gelenken mit konvex-konkaven Gelenkflächen, wie z. B. dem Hüftgelenk, die konkave Seite des subchondralen Knochens wesentlich dicker ist als die konvexe, und dass dort wiederum die größte Dicke im Zentrum der Gelenkfläche liegt mit abfallenden Werten zu den Seiten. Weitere Untersuchungen des subchondralen Knochens ergaben zum einen reproduzierbare Dickenverteilungsmuster und zum anderen regelmäßig vorkommende Dichteverteilungsmuster [46], [47], [49].

1.1.4.3 Funktion des subchondralen Knochens

Der subchondrale Knochen hat zum einen metabolische, zum anderen eine mechanische Funktionen [22], [69], [78]:

Ingelmark [32] und Ekholm [20] erkannten bereits neben anderen Autoren [13], [49], [89] die nutritive Funktion des subchondralen Knochens. Er versorgt zusätzlich zur Synovialflüssigkeit die tieferen Schichten des Gelenkknorpels über Kapillargefäße. Neben der hauptsächlichen Ernährungsfunktion werden den im subchondralen Knochen vorkommenden Lückenbildungen auch mechanische und elektrophysiologische Funktionen zugeschrieben [48]. Die subchondrale Knochenplatte wurde von Duncan [19] als integrale und dynamische Komponente des Gelenkes beschrieben. Durch Überbeanspruchung und unphysiologische Belastungen kann jedoch diese Funktion verloren gehen und Knorpelläsionen nach sich ziehen [6], [12], [67], [68], [69], [84].

Pugh [64], [65], [66] zeigte, dass die Steifigkeit der subchondralen Knochenplatte in Abhängigkeit von der Anordnung des angrenzenden Trabekelwerks innerhalb der Gelenkfläche erheblich variiert, und folgerte, dass die Absorption der Energie in Regionen mit geringerer Steifigkeit konzentrierter ist.

1.1.4.4 Methodik zur Darstellung der Mineralisierungsmuster

Ein von Konermann [37], [38] entwickeltes photographisches Verfahren zur Bestimmung der Dichteverteilung aus dem Röntgenbild wurde von Schleicher [79] weiterentwickelt und verfeinert. In diesem Verfahren der Röntgendensitometrie wurden nicht mazerierte Präparate in planparallele, 2 mm dicke Scheiben zersägt. Von den 2 mm dicken Schnitten wurden Röntgenbilder angefertigt, die als Vorlage zur Erzeugung von Äquidensitenbildern dienten. Als Fortentwicklung dieser etablierten Methode wurde eine flächenhafte Darstellung der subchondralen Mineralisierung erreicht, indem die Dichtewerte von den Einzelschnitten in 1 mm Tiefe gemessen und in eine Flächenkarte übertragen wurden.

Alle diese Methoden zur Darstellung der Dichteverteilung in der subchondralen Gelenkfläche besitzen aber den Nachteil, dass sie am Lebenden nicht anwendbar sind. Da die Information über die Verteilung der Knochendichte einen hohen diagnostischen Aussagewert in Bezug auf die individuelle Belastung und Anpassung eines Gelenkes besitzt, wurde von Müller-Gerbl et al [54] ein Verfahren entwickelt, die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM), die die Dichteverteilungsmuster auch am Lebenden darstellen kann, da sie auf der Computertomographie basiert. In einer Vergleichsstudie an Präparaten, die mittels herkömmlicher Röntgendensitometrie und mit der CT-

Osteoabsorptiometrie untersucht wurden, zeigte sich, dass das neue Verfahren die gleichen Ergebnisse liefert, allerdings mit dem großen Vorteil, am Lebenden anwendbar zu sein. Die CT-OAM ist geeignet, Aussagen über die individuelle Beanspruchung eines Gelenkes beim Lebenden zu machen.

Die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) bietet ein weites Spektrum an Anwendungsmöglichkeiten. Sie kann zu diagnostischen Zwecken eingesetzt werden, um Aufschluss über die individuelle mechanische Situation eines Gelenkes zu erhalten. Sie kann des Weiteren zur Verlaufskontrolle nach Eingriffen oder Traumen eingesetzt werden, die die mechanische Situation eines Gelenkes verändern. Außerdem ist es eine nicht invasive Untersuchungsmethode, die den Patienten nicht über Gebühr belastet.

1.1.4.5 Subchondrale Mineralisierungsverteilung

Im subchondralen Knochen gibt es regelmäßig vorkommende und reproduzierbare Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung, welche mit der längerfristigen Spannungsverteilung in Gelenken korreliert sind.

Das Hüftgelenk zeigte abhängig vom Alter unterschiedliche Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung. Die Zone der höchsten Mineralisierung lag bei Menschen unter 60 Jahren häufig in der dorsalen und ventralen Region des Acetabulum, während bei über 60-jährigen vor allem die zentrale Region davon betroffen war [52], [57]. Ebenso wurden auch im Schultergelenk unterschiedliche Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung gefunden [56]. Bei jüngeren Normalpersonen konnten zwei Dichtemaxima, ventral und dorsal, unterschieden werden, wohingegen bei älteren Menschen ein zentrales Maximum zu finden war. Dies deutet auf eine unterschiedliche Mechanik infolge altersmäßiger Abschwächung der physiologischen Inkongruenz hin.

Bestimmte körperliche Aktivitäten oder eine Zunahme des Körpergewichts führen zu einer allgemeinen Zunahme der Knochendichte, während ein Verlust oder eine Abnahme der körperlichen Aktivität, z. B. durch Immobilisation oder längere Bettruhe, zu einer stärkeren Knochenresorption führen [54].

Untersuchungen von Patienten mit Genu varum vor und 1 Jahr nach Umstellungsosteotomie haben gezeigt, dass die Mineralisierungsmuster der Ausgangssituation signifikante Veränderungen zu postoperativen Mustern aufweisen [52].

Diese Untersuchungen lassen die Schlussfolgerung zu, dass die subchondralen Dichteverteilungsmuster die individuelle Mechanik eines Gelenkes widerspiegeln und dass eine Änderung der Mechanik eine relativ sensible Änderung der subchondralen Mineralisierung nach sich zieht.

1.2 Fragestellung

Es gibt Hinweise, dass auch im oberen Sprunggelenk das Prinzip der „Physiologischen Inkongruenz“ vorliegt. Um diese Frage zu beantworten, wird in dieser Doktorarbeit ein größeres Kollektiv von oberen Sprunggelenken hinsichtlich subchondraler Mineralisierungsmuster, Gelenkgeometrie und Lokalisation von degenerativen Veränderungen untersucht. Die vorherrschende Frage ist, ob sich regelmäßig vorkommende Mineralisierungsmuster finden lassen. Falls dies der Fall sein sollte, wird untersucht, ob eine Korrelation zur Geometrie der Gelenkflächen besteht und ob eine Korrelation zwischen der Lokalisation der Maxima der subchondralen Mineralisierung und der Lokalisation von degenerativen Veränderungen besteht.

Zunächst werden Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung mittels CT-OAM (CT-Osteoabsorptiometrie) erstellt. Am Präparat wird der Talusprofilquotient ermittelt, um eine mathematische Größe der Gelenkgeometrie zu haben. Der Gelenkknorpel wird hinsichtlich der Arthrosevorkommen bewertet und in Arthroseverteilungskarten eingetragen.

2 Material

Aus der Anatomischen Anstalt München standen insgesamt 34 in Formalin fixierte Präparate, 33 rechte Füße und 1 linker Fuß, zur Verfügung. Diese Sprunggelenke waren von 24 Frauen und 10 Männern im Alter von 59 bis 95 Jahren, mit einem Durchschnittsalter von 80,6 Jahren. Eine CT-Osteoabsorptiometrische Auswertung lag von 34 Präparaten vor, 18 rechte und 16 linke obere Sprunggelenke.

Tabelle 2.1: Material: re = rechtes OSG, li = linkes OSG

Nummer	Geschlecht	Alter	TPQ	Arthrosestadien	Oberfläche	CT-OAM
1	w	91	re	re	re	re
2	w	78	re	re	re	re
3	w	80	re	re	re	re
4	m	71	re	re	re	li
5	w	84	re	re	re	li
6	w	89	re	re	re	li
7	w	95	re	re	re	re
8	w	81	re	re	re	re
9	m	88	re	re	re	re
10	m	68	re	re	re	re
11	w	88	re	re	re	li
12	w	70	re	re	re	re
13	w	86	re	re	re	li
14	w	68	re	re	re	li
15	m	78	re	re	re	li
16	w	83	re	re	re	re
17	w	82	re	re	re	re
18	w	81	li	li	li	re
19	w	68	re	re	re	re
20	w	85	re	re	re	re
21	w	85	re	re	re	li
22	m	64	re	re	re	li
23	w	59	re	re	re	re
24	m	76	re	re	re	re
25	m	83	re	re	re	re
26	m	71	re	re	re	li
27	w	86	re	re	re	li
28	w	88	re	re	re	li
29	m	85	re	re	re	li
30	m	90	re	re	re	re
31	w	83	re	re	re	re
32	w	84	re	re	re	li
33	w	88	re	re	re	li
34	w	84	re	re	re	li

3 Methoden

3.1 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

Als Grundlage dieser Studie dienten CT-Aufnahmen des oberen Sprunggelenkes von formalinfixierten Präparaten. Diese wurden mit der CT-OAM zu Densitogrammen weiterverarbeitet und hinsichtlich der höchsten Mineralisierung untersucht.

3.1.1 Anfertigen der CT-Datensätze

Die CT-Aufnahmen wurden mit dem Gerät der Firma Picker angefertigt. Die Schnittrichtung verlief coronal (frontal) mit 2 mm Schichtdicke.

3.1.2 Erstellen der Densitogramme

Die CT-Datensätze wurden in eine Workstation (IBM, RISC System/6000) eingelesen und mit der Software ANALYZE (Version 7.0), entwickelt an der Mayo-Klinik, Rochester (Minnesota, USA), weiterverarbeitet. Danach erfolgte die dreidimensionale Rekonstruktion der Gelenkflächen und der subchondralen Mineralisierungsmuster nach dem Verfahren der CT-OAM nach Müller-Gerbl et al. [52], [55]:

- a) Aus allen CT-Bildern wurde mit der Funktion „Region of interest“ das obere Sprunggelenk markiert und herausvergrößert.
- b) In einem ersten Editierschritt wurden die knöchernen Anteile der Malleolengabel und des Talus interaktiv markiert, getrennt und als jeweils eigener Datensatz weiterbearbeitet.
- c) Die Gelenkflächen wurden, jede für sich, dreidimensional rekonstruiert. Dieses Übersichtsbild wurde in Dichtestufen ab einem Schwellenwert von ≥ 200 Hounsfield Einheiten (HE) hergestellt, wodurch sich alle knöchernen Strukturen darstellten, die Weichteile jedoch ausgespart blieben.
- d) Mit Hilfe einer Funktion zur Drehung der dreidimensionalen Darstellung konnte das Übersichtsbild der jeweiligen Gelenkfläche in 3 verschiedenen Ansichten

rekonstruiert werden. Diese Einstellungen wurden dann für alle Datensätze standardisiert beibehalten.

- e) In einem weiteren Editierschritt wurde aus den einzelnen Bildern eines CT-Datensatzes die subchondrale Knochenlamelle der beiden Gelenkflächen interaktiv isoliert.
- f) Die dreidimensionale Rekonstruktion der subchondralen Mineralisierungszone erfolgte in den gleichen Ansichten wie die Gelenkflächen. Die Funktion „Maximum intensity projection“ ermöglichte es, dass hier nur die Bildpunkte mit den höchsten Dichtewerten an die Oberfläche projiziert wurden.
- g) Die so gewonnenen Dichtemuster der subchondralen Knochenlamelle wurden mit einem Farbkeil belegt, wobei Abstufungen von jeweils 100 Hounsfield Einheiten (HE) einer eigenen Farbe zugeordnet worden waren. Hohe Dichtewerte entsprachen den Farben: weiß, schwarz, dunkelrot, hellrot, orange (weiß = 1400 HE, schwarz = 1300 HE, dunkelrot = 1200 HE, hellrot = 1100 HE, orange = 1000 HE), niedrige Dichtewerte entsprachen den Farben: blau und grün (blau = 400 HE, grün = 500 HE).
- h) Abschließend wurden die mit Falschfarben belegten Dichtemuster der subchondralen Knochenlamelle in der jeweiligen Ansicht auf die rekonstruierten Gelenkflächen projiziert, und die verschiedenen Ansichten in einem Gesamtbild gespeichert.

Die Endergebnisse waren Densitogramme, die jeweils drei 3-D-Ansichten der Gelenkflächen des oberen Sprunggelenkes mit farbiger Kartographie der Dichteverteilung des subchondralen Knochens entsprachen:

Von der Malleolengabel wurden Ansichten der Facies articularis malleoli lateralis, der Facies articularis inferior tibiae und der Facies articularis malleoli medialis angefertigt (Abbildung 3.1).

Um die korrespondierenden Gelenkflächen vergleichen zu können, wurden die Facies malleolaris lateralis, die Facies articularis superior tali und die Facies malleolaris medialis des jeweiligen Talus betrachtet (Abbildung 3.2).

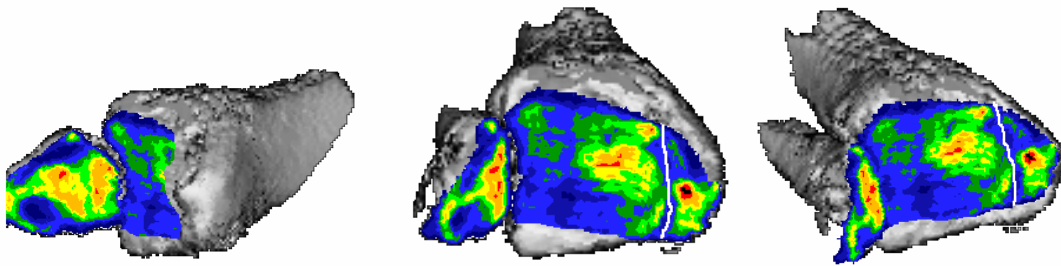


Abbildung 3.1: Densitogramme: rechte Malleolengabel
Ansichten von links nach rechts: Facies articularis malleoli lateralis, Facies articularis inferior tibiae, Facies articularis malleoli medialis

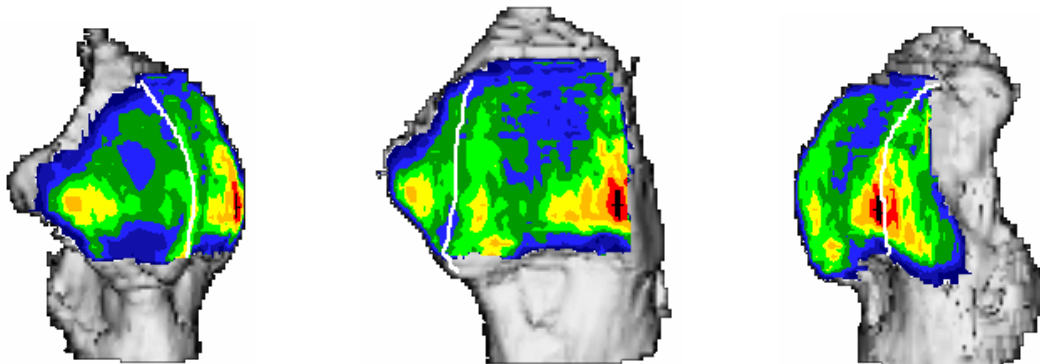


Abbildung 3.2: Densitogramme: rechter Talus
Facies malleolaris lateralis, Facies articularis superior tali, Facies malleolaris medialis

3.1.3 Auswertung der einzelnen Densitogramme

Die Densitogramme wurden in einen Personal Computer (PC) übertragen und mit der Software CorelDRAW Version 9 weiterverarbeitet.

Die Facies articularis superior tali und die Facies articularis inferior tibiae wurden jeweils mit einem Raster überzogen. Es wurde darauf geachtet, ob mehrere Maxima voneinander abzugrenzen sind. Die Maximalbereiche wurden mit einem „x“ versehen.

Das Raster teilte die einzelnen Gelenkflächen in 9 Felder ein (Abbildung 3.3).

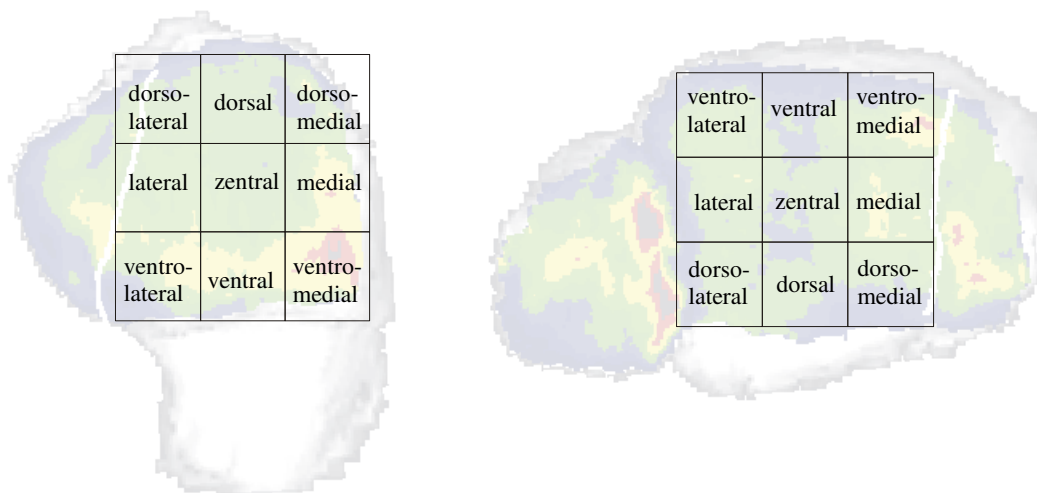


Abbildung 3.3: Bezeichnung der Rasterflächen
Beispiel: *links* rechter Talus; *rechts* rechte Malleolengabel

3.2 Talusprofilquotient

3.2.1 Ausmessen des Talusprofilquotienten

Von jedem Präparat wurde der Talus hinsichtlich der maximalen Tiefe der Führungmulde (= a) und des Querdurchmessers der Talusrolle (= b) ausgemessen (Abbildung 3.4). Der Querdurchmesser der Talusrolle wurde als Distanz zwischen den Schnittpunkten einer Tangente mit den Talusrollhügeln definiert. Die Tiefe der Führungmulde wurde als senkrechter Abstand des tiefsten Punktes der Führungmulde von dieser Tangente festgelegt. Die Ermittlung der Messdaten erfolgte mit Hilfe eines digitalen Messschiebers mit einer Auflösung von 0,01 mm. Die Tangente wurde mit Hilfe eines Objektträgers gebildet [73].

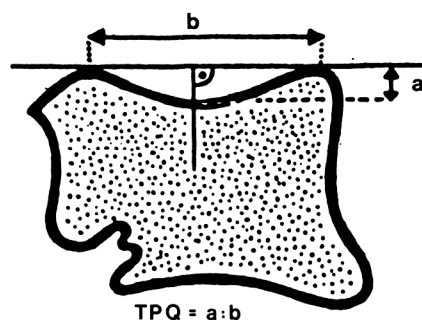


Abbildung 3.4: Bestimmung des frontalen Talusprofilquotienten (TPQ) nach Riede et al.;
a = Tiefe der Führungmulde; b = Querdurchmesser der Talusrolle [73]

3.2.2 Statistische Weiterverarbeitung des TPQ

Zur Weiterverarbeitung der Daten des Talusprofilquotienten wurden die beschreibende Statistik und der nicht-parametrische Test von Mann-Whitney mit dem Programm GLMStat angewandt. Die graphische Darstellung erfolgte mit Hilfe von Boxplots (Abbildung 3.5). Der Balken im grünen Bereich (Box) ist der Median, das heißt 50 % der Fälle haben höhere Werte und 50 % niedrigere Werte. 50 % der Fälle insgesamt liegen in der Box, wobei der obere Rand der Box wiederum die obere Hälfte der Stichprobe halbiert. Der oberste Rand liegt am 75. Perzentil (= 3. Quartil). Entsprechendes gilt für die untere Hälfte der Stichprobe. Hier entspricht der untere Rand dem 25. Perzentil (= 1. Quartil). Ausreißer werden durch kleine orange runde Kreise dargestellt. Die waagrechten Striche beschreiben die höchsten (Maximum) bzw. niedrigsten Werte (Minimum), die noch keine Ausreißer sind.

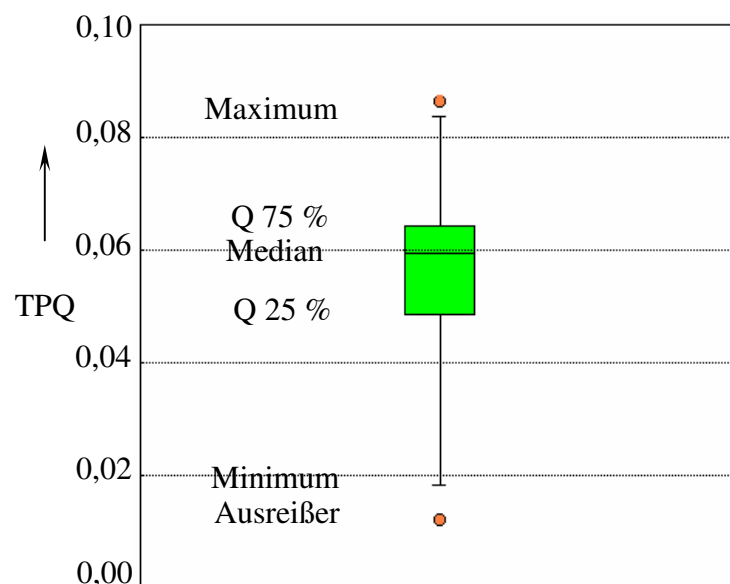


Abbildung 3.5: Graphische Darstellung der Daten in Boxplots

Die Geschlechtsabhängigkeit des TPQ (= a/b) und die Abhängigkeit des TPQ vom Alter wurde in einem Scallerplot (Abbildung 4.6) dargestellt.

3.3 Oberflächenbewertung nach Arthrosestadien

Von jedem Präparat wurden die Gelenkflächen des Talus und der Malleolengabel hinsichtlich der vorkommenden Arthrosestadien untersucht. Die Facies articularis malleoli lateralis und medialis, sowie die Facies malleolaris medialis und lateralis

wurden als eine Fläche bewertet. Die Unterteilung der Facies articularis inferior tibiae und der Facies articularis superior tali erfolgte in 5 Bereiche (Abbildung 3.6). Für diese jeweiligen Flächen wurde ein maximales Stadium der Gelenkveränderung vergeben und in eine Abbildung eingetragen. Für die Facies articularis inferior tibiae und die Facies articularis superior tali wurde zusätzlich eine Tabelle angelegt, aus der die einzelnen Stadien hervorgehen.

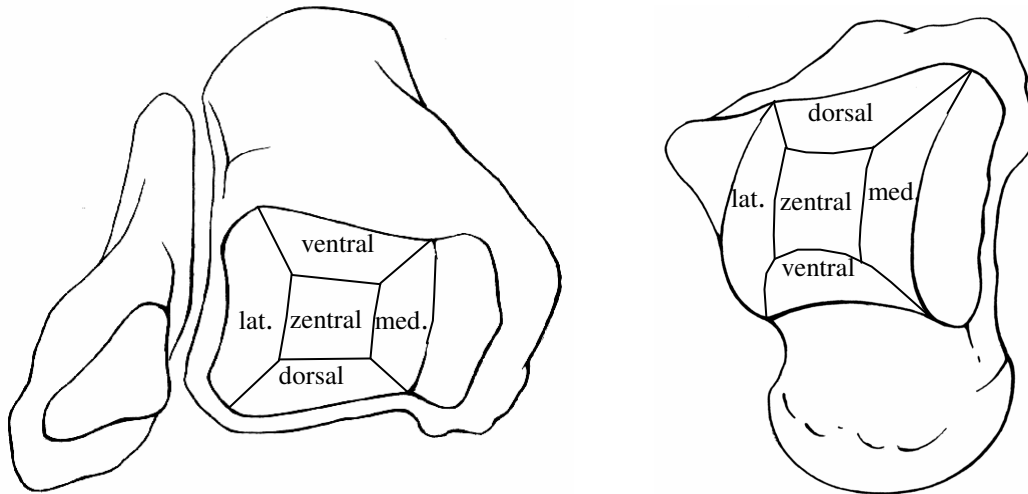


Abbildung 3.6: Einteilung der Facies articularis superior tali und der Facies articularis inferior tibiae

Der Zustand der Gelenkflächen der einzelnen Präparate wurde gemäß den Arthrostadien I – IV unter einer beleuchteten Präparationslupe bewertet (Tabelle 3.1).

Tabelle 3.1: Stadien der Arthrose [29]

Stadium 0	Keine degenerativen Veränderungen, Lichtreflex vorhanden
Stadium I	Verlust der oberflächlichen Auflagerungen, Freiliegen eines geordneten Fibrillennetzwerkes Verfärbung der Oberfläche bei Glanzverlust, Lichtreflex nicht vorhanden, keine Risse, keine Aufrauung, glatte Oberfläche
Stadium II	Umordnung und erste Zerstörungen des geordneten Fibrillennetzwerkes keine glatte Oberfläche, umschriebene Aufrauung der Knorpeloberfläche, Aufquellung, keine Risse
Stadium III	Fissurierung und Fibrillierung des Fibrillennetzwerkes Risse und Spalten, umschriebene Knorpeldefekte, noch keine Knorpeldurchbrüche
Stadium IV	Starke Fissurierung, Detrituspartikel, Entzündungszellen, Fibrinnetze Knorpeldurchbruch, subchondraler Knochen frei, ausgedehnte Knorpeldefekte mit Freilegung der knöchernen Deckplatte

Im Stadium 0 lagen keine degenerativen Veränderungen bei vorhandenem Lichtreflex vor. Im darauf folgenden Stadium I fehlte dieser Lichtreflex, die Oberfläche war verfärbt, der Knorpel weicher, die Gelenkfläche ist aber immer noch glatt, ohne Aufrauung oder Risse. Erst im Stadium II erkannte man umschriebene Aufrauungen und eine Aufquellung des Knorpels, jedoch ohne Einrisse. Risse und Spalten traten im Stadium III auf, auch umschriebene Knorpeldefekte. Im Stadium IV fanden sich Knorpeldurchbrüche, der subchondrale Knochen lag frei. Die Knorpeldefekte waren ausgedehnter, wobei die knöcherne Deckplatte freigelegt war.

Die Stadien I – IV wurden mit farbigen Punkten, die das Arthrosestadium kodierten, jeweils in einer Skizze des Talus und der Malleolengabel eingetragen, wobei der Punkt das Zentrum der maximalen Veränderung in diesem Sektor bezeichnet. Im Stadium 0 wurde kein Punkt vergeben. Aus diesen Punkten ergaben sich Arthroseverteilungskarten.

3.4 Gegenüberstellung der untersuchten Parameter

Die unterschiedlichen Mineralisierungstypen werden den Talusprofilquotienten der jeweiligen Präparate gegenübergestellt.

Zusammenfassend wurden die drei untersuchten Parameter – subchondrale Mineralisierung, Talusprofilquotient und Oberflächenbewertung – untereinander verglichen.

4 Ergebnisse

4.1 Subchondrale Mineralisierung

In der CT-OAM Darstellung der subchondralen Mineralisierung ließen sich grundsätzlich zwei unterschiedliche Verteilungsmuster unterscheiden, zum einen bizenrische Verteilungsmuster und zum anderen monozentrische Verteilungsmuster.

Typ I weist ein bizenrisches Verteilungsmuster auf (Abbildung 4.1). Die Malleolengabel zeigte höchste Mineralisierungsstufen ventromedial im Übergangsbereich der Facies articularis inferior tibiae zur Facies articularis malleoli medialis. Ein zweites etwas weniger dichtes Maximum trat im ventrolateralen Teil der Facies articularis inferior tibiae auf. Die Facies articularis malleoli lateralis hatte ein proximal und ein distal gelegenes Maximum, wobei das proximale Maximum stärker ausgeprägt war als das distale. Außerdem fand sich eine Zone höchster Dichte im Zentrum der Facies articularis malleolaris medialis.

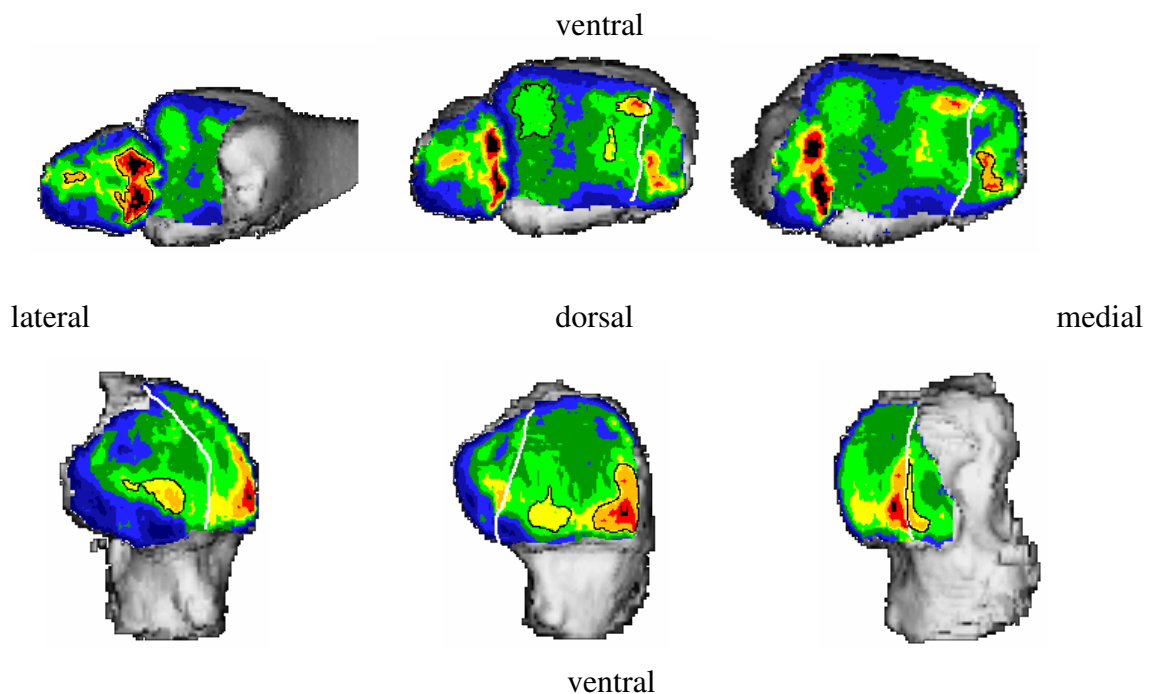


Abbildung 4.1: Typ I: Bizentrisches Verteilungsmuster eines rechten oberen Sprunggelenkes
Flächenhafte Verteilung der subchondralen Mineralisierung (Malleolengabel ist jeweils nach oben geklappt)
Maximalbereiche schwarz umrandet

Die Facies articularis superior tali hatte Maxima im ventromedialen und ventrolateralen Bereich der Trochlea tali. Das meist höher mineralisierte ventromediale Maximum konnte sich bis auf die mediale Rollkante ausdehnen und auf die Facies articularis medialis übergehen. Ein weiteres Maximum findet sich im Zentrum der lateralen Gelenkfläche des Talus.

Typ II hat ein monozentrisches Verteilungsmuster (Abbildung 4.2). Die Facies articularis inferior tibiae wurde von einem ventromedial gelegenen Maximum bestimmt. Die Facies articularis malleoli medialis zeigte sich mit einem zentralen Maximum, während die Facies articularis malleoli lateralis ein proximales und dorsales Maximum aufwies, welches teilweise konfluerte.

Das ventral gelegene Maximum der Facies articularis superior tali breitete sich nach ventromedial aus. Die Facies malleolaris medialis wies im ventralen Bereich erhöhte Mineralisierungsstufen auf. Außerdem fand sich eine Zone höchster Mineralisierungsdichte im Zentrum der Facies malleolaris lateralis.

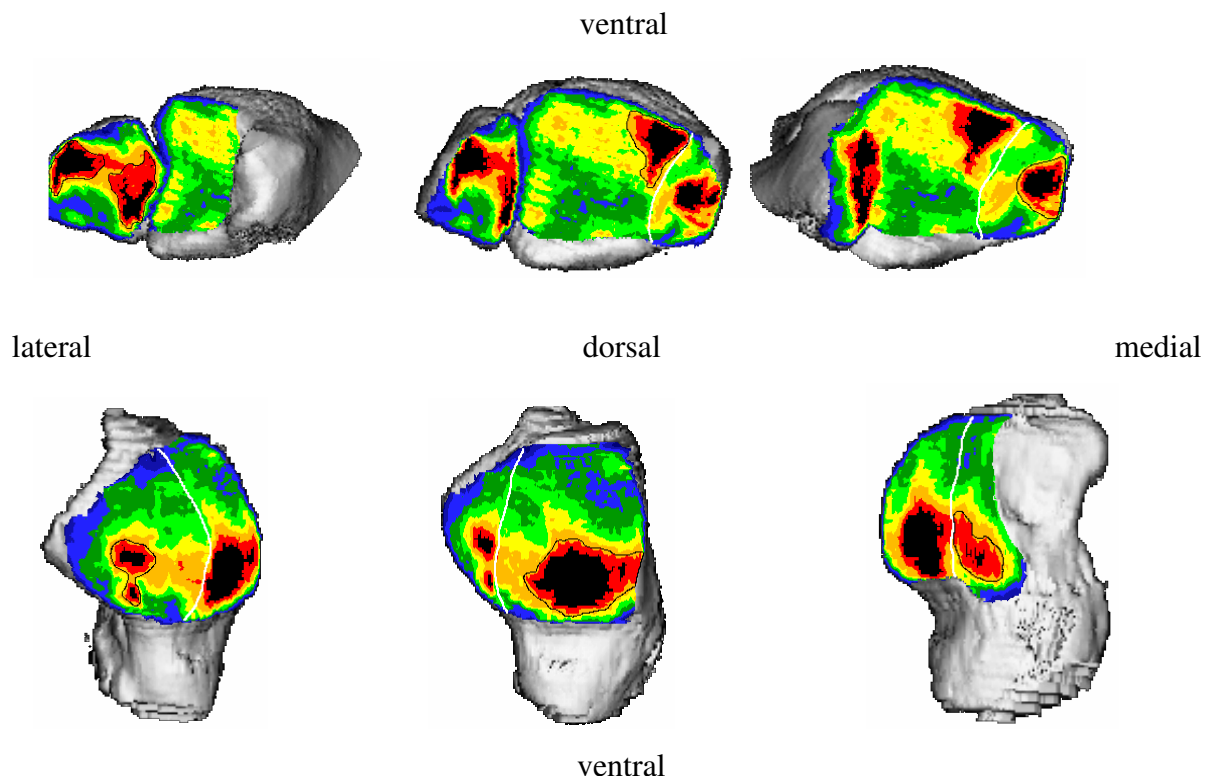


Abbildung 4.2: Typ II: Monozentrisches Verteilungsmuster eines rechten oberen Sprunggelenkes
Flächenhafte Verteilung der subchondralen Mineralisierung (Malleolengabel ist jeweils nach oben geklappt)
Maximalbereiche schwarz umrandet

Die Einteilung in zwei verschiedene Mineralisierungstypen wurde mit allen 34 Präparaten vorgenommen. Die Maxima der subchondralen Mineralisierung jedes Präparates wurden in ein Raster eingetragen und als Summationsbild dargestellt (Abbildung 4.3). Insgesamt hatten 15 rechte und 12 linke obere Sprunggelenke ein bizentrisches Verteilungsmuster (Typ I). Die höchsten Mineralisierungswerte der Facies articularis superior tali befanden sich auf der ventromedialen und ventrolateralen Rasterfläche. Nur wenige Punkte lagen im medialen bzw. lateralen Bereich. Sehr selten waren die Maxima ventral oder zentral zu finden. Korrespondierend dazu fanden sich auf der Facies articularis inferior tibiae ebenfalls im ventromedialen und ventrolateralen Bereich die häufigsten Maxima. Auch hier gab es mediale und laterale Maxima, äußerst selten lagen sie jedoch zentral oder dorsolateral.

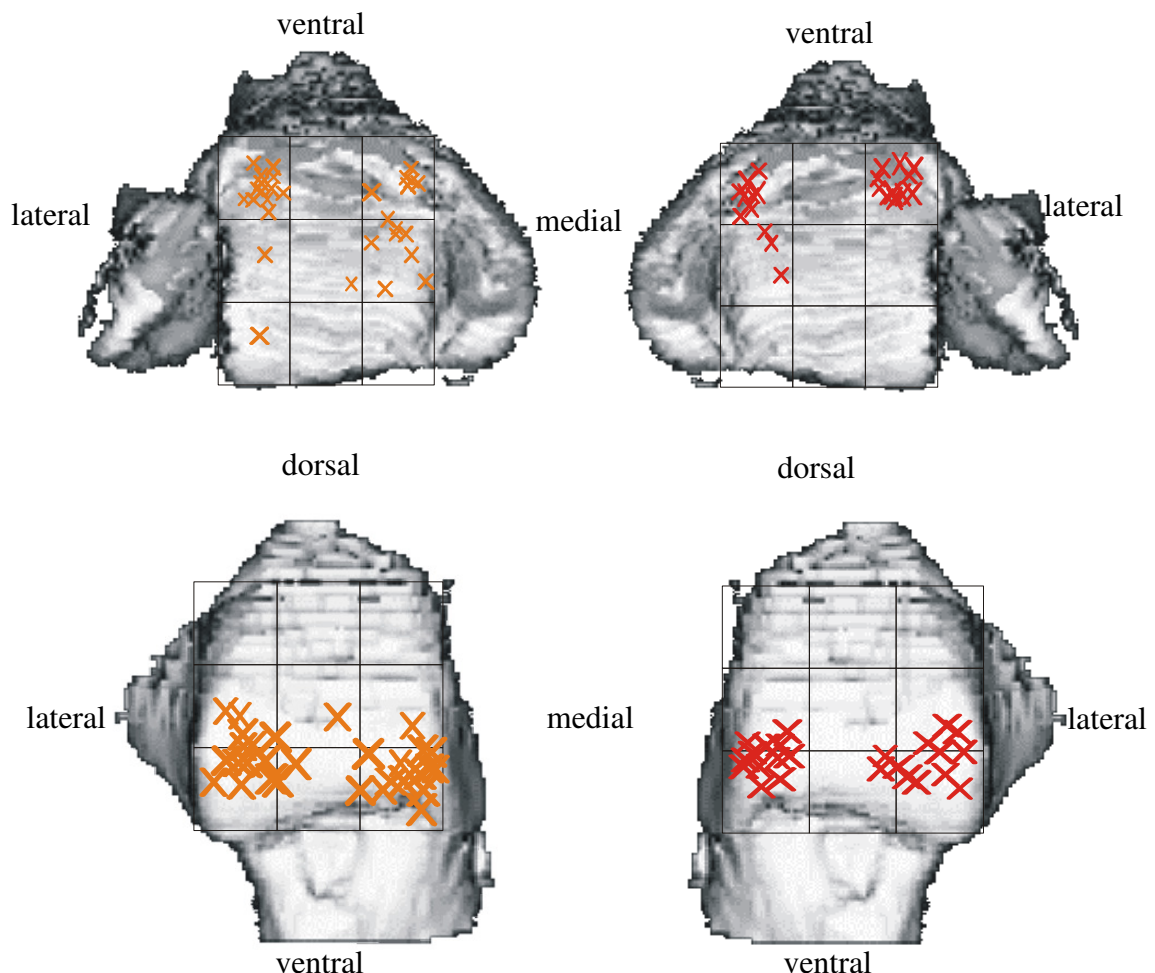


Abbildung 4.3: Typ I: Bizentrisches Verteilungsmuster
 Linke Seite: Summationsbild von 15 rechten oberen Sprunggelenken
 Rechte Seite: Summationsbild von 12 linken oberen Sprunggelenken

Im Summationsbild von Typ II (Abbildung 4.4) lagen die Höchstwerte der subchondralen Mineralisierung der Talusrolle vor allem im ventromedialen, ventralen und medialen Bereich. Ebenso waren die Maxima der Facies articularis inferior tibiae ventromedial, selten medial. Insgesamt hatten 3 rechte und 4 linke obere Sprunggelenke ein monozentrisches Verteilungsmuster.

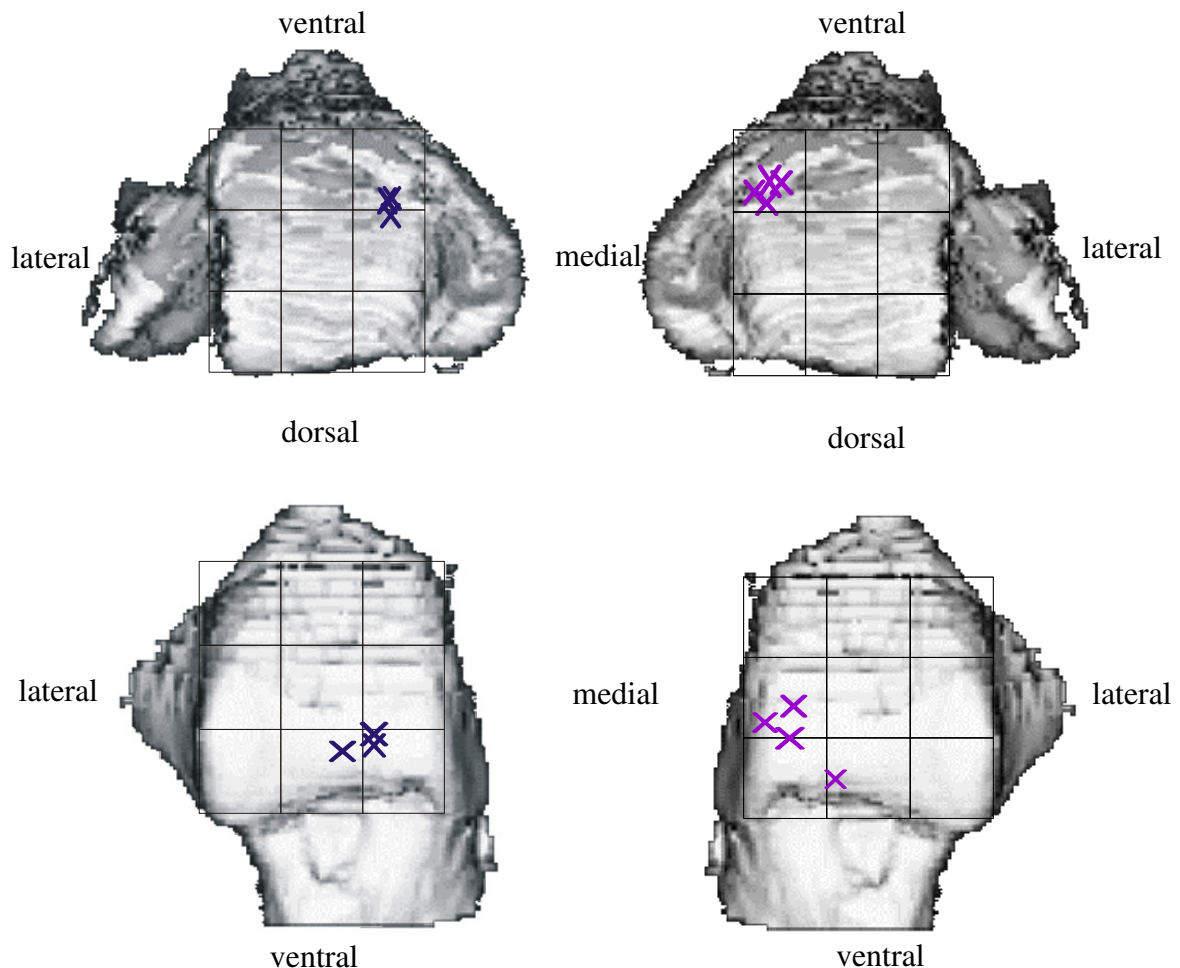


Abbildung 4.4: Typ II: Monozentrisches Verteilungsmuster
 Linke Seite: Summationsbild von 3 rechten oberen Sprunggelenken
 Rechte Seite: Summationsbild von 4 linken oberen Sprunggelenken

Zusammenfassung:

Anhand der CT-OAM Darstellung der subchondralen Mineralisierung konnten zwei unterschiedliche Verteilungsmuster unterschieden werden:

Typ I: Bizentrisches Verteilungsmuster (27 von 34 Präparate)

Typ II: Monozentrisches Verteilungsmuster (7 von 34 Präparate)

4.2 Talusprofilquotient

4.2.1 Streuung

Die aus den gemessenen Werten a (max. Tiefe der Führungmulde) und b (Querdurchmesser der Talusrolle) errechneten Talusprofilquotienten streuten zwischen 0,01 und 0,09 (Tabelle 8.1 im Anhang). Ein flaches Talusprofil (TPQ von 0,01 – 0,04) lag bei 6 von 34 Präparaten vor. Eine tiefe Trochleaführungsrinne hatten 28 von 34 Präparaten mit TPQ-Werten von 0,05 – 0,09.

4.2.2 Abhängigkeit des TPQ vom Geschlecht

Unter Verwendung der deskriptiven Statistik für die Talusprofilquotienten ergab der Wilcoxon-Mann-Whitney Test folgende Ergebnisse:

Tabelle 4.1: Deskriptive Statistik für TPQ (n = Anzahl)

Gruppe	n	Minimum	Q 25 %	Median	Q 75 %	Maximum	Rangsumme
weiblich	24	0,0118	0,0476	0,0595	0,0663	0,0792	425
männlich	10	0,0330	0,0486	0,0577	0,0628	0,0866	170
gesamt	34	0,0118	0,0486	0,0595	0,0643	0,0866	595

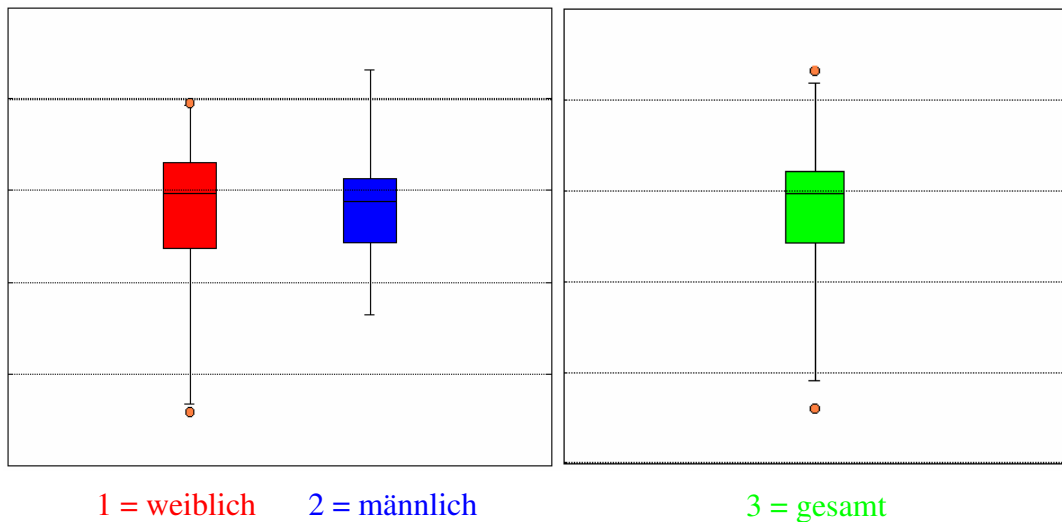


Abbildung 4.5: Boxplot des TPQ in Abhängigkeit des Geschlechtes und gesamt

In der ersten Gruppe von 24 weiblichen Präparaten war der Median 0,0595, der Minimalwert betrug 0,0118 und der Maximalwert 0,0792, das 1. Quartil lag bei 0,0476 und das 3. Quartil bei 0,0663 (Tabelle 4.1), (Abbildung 4.5).

In der zweiten Gruppe (10 männliche) wies der Median einen Wert von 0,0577 auf, der Minimalwert belief sich auf 0,0330 und der Maximalwert auf 0,0866, das 1. Quartil lag bei 0,0486 und das 3. Quartil bei 0,0866.

Die erste und zweite Gruppe zusammen ergeben die dritte Gruppe (34 Präparate insgesamt). Der Median betrug 0,0595, der Minimalwert war 0,0118 und der Maximalwert 0,0866, Q 25 % betrug 0,0486 und Q 75 % 0,0866.

Die Meridiane der ersten und zweiten Gruppe sind *nicht* signifikant verschieden, da $p = 0,8501$ (p müsste $< 0,05$ sein).

Der **TPQ (= a/b)** ist **unabhängig vom Geschlecht** in unserem Kollektiv; dies sieht man deutlich im Scallerplot von b gegen a (Abbildung 4.6).

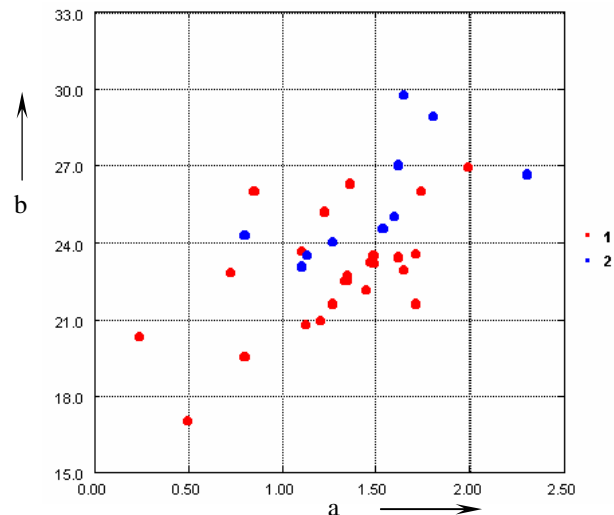


Abbildung 4.6: Scallerplot von b gegen a

4.2.3 Abhängigkeit des TPQ vom Alter

Der Scatterplot von Alter gegen TPQ zeigt deutlich, dass Alter und TPQ nicht korrelieren. Es lässt sich keinerlei Struktur oder ein linearer Zusammenhang erkennen. Daraus lässt sich schließen, dass in unserem Kollektiv der **TPQ unabhängig vom Alter** ist.

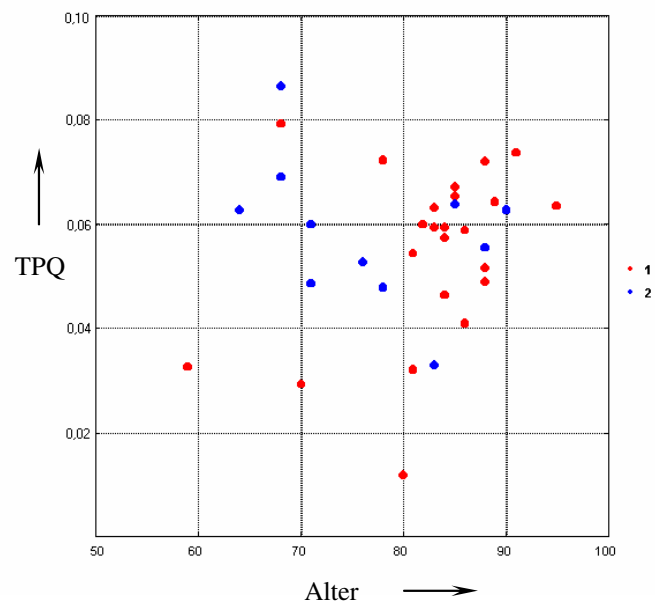


Abbildung 4.7: Scallerplot von Alter gegen TPQ

Zusammenfassung:

Der TPQ ist in diesem Kollektiv unabhängig von Geschlecht und Alter.

4.3 Oberflächenbewertung

Die Auswertung der Arthroseverteilung der Gelenkflächen bzw. Sektoren erfolgte getrennt nach zwei Gruppen (Abbildung 4.8):

Gruppe a: TPQ von 0,01 – 0,04 (flache Talusrolle)

Gruppe b: TPQ von 0,05 – 0,09 (tiefe Talusrolle)

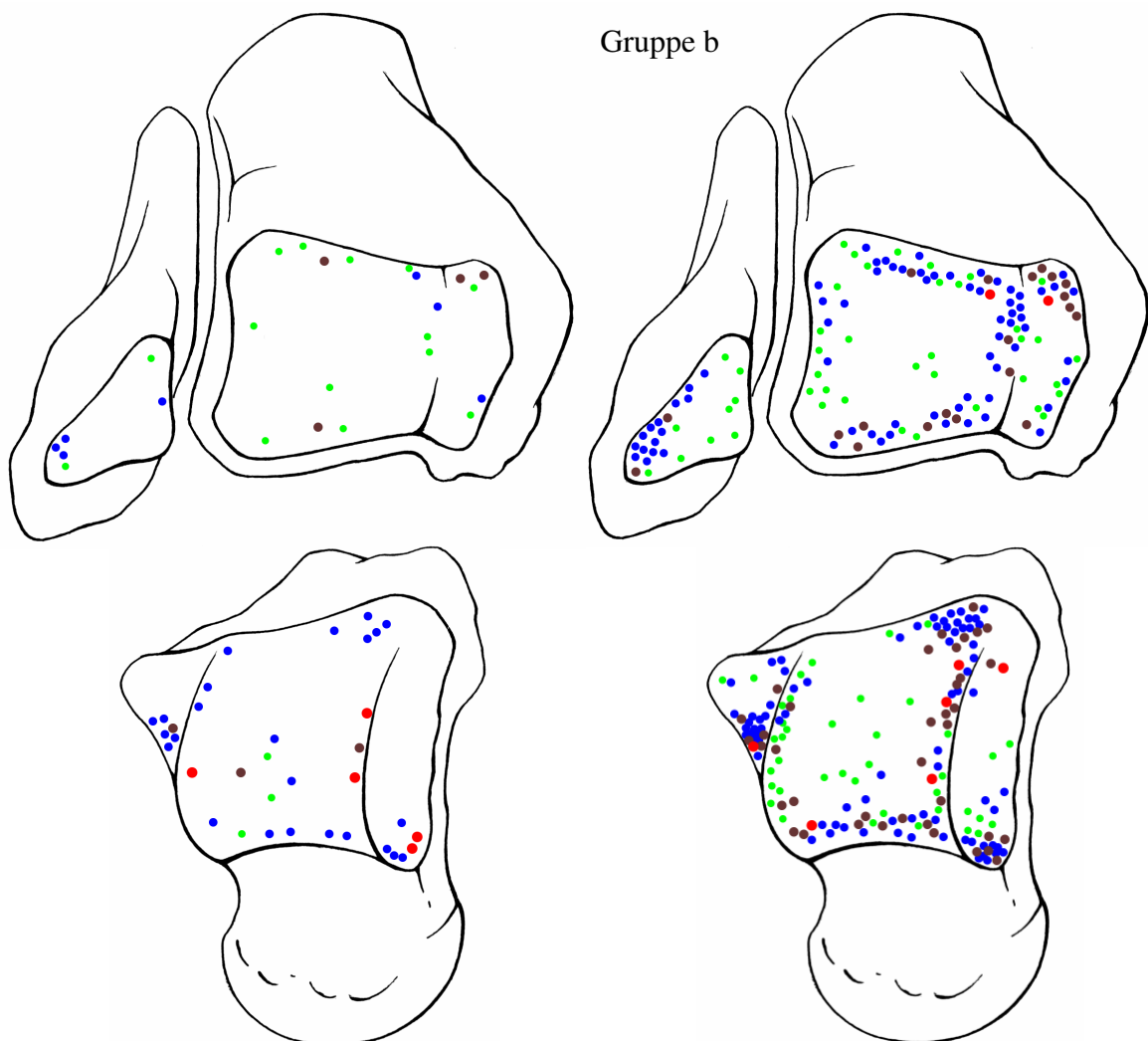


Abbildung 4.8: Arthroseverteilungskarten
a Talusprofilquotient von 0,01 - 0,04 (6 Präparate)
b Talusprofilquotient von 0,05 - 0,09 (28 Präparate)
Stadium I, Stadium II, Stadium III, Stadium IV

In Tabelle 8.2 erfolgte eine Auflistung der Stadienverteilungen der Facies articularis inferior tibiae und der Facies articularis superior tali, aufgeteilt in 5 Bereiche (Abbildung 3.6), aufsteigend nach den Talusprofilquotienten sortiert.

Sechs Präparate hatten einen Talusprofilquotienten von 0,01 – 0,04. Die Facies articularis superior tali war vor allem im ventralen und dorsalen Anteil von Arthroseggrad I bis II betroffen. Die medialen und lateralen Talusrollen boten Stadien von II – IV, wobei die mediale Rolle stärker betroffen war. Der zentrale Bereich des Talus stellte sich mit Graden von I – III dar. Die Facies malleolaris medialis und die Facies malleolaris lateralis hatten jeweils im ventralen Bereich Knorpelveränderungen. Die Malleolengabeln wiesen ein spiegelbildliches Verteilungsmuster auf. Auch hier waren der ventrale und dorsale Anteil betroffen. Der mediale Flächenabschnitt wies im Vergleich zum lateralen höhere Arthrosestadien auf. Der zentrale Bereich wies nur in einem Präparat ein Stadium von I auf. Die Facies articularis malleoli lateralis der einzelnen Präparate hatten Arthrosen im distalen und proximalen Ende der Gelenkfläche. Die Facies articularis malleoli medialis zeigte im ventralen und dorsalen Bereich Knorpelveränderungen. Insgesamt hatten die Malleolengabeln geringere Knorpelveränderungen als die entsprechenden Tali.

Einen TPQ von 0,05 – 0,09 hatten 28 Präparate. Die einzelnen Tali hatten Knorpelveränderungen der Stadien I – IV im ventralen Anteil und I – III im dorsalen Anteil, mit Tendenz zur medialen Rollkante. Die mediale Rollkante der Tali war von höheren Arthrosestadien betroffen als die laterale. Die zentrale Gelenkfläche zeigte Knorpelveränderungen von Stadium I und II. Die Facies malleolaris medialis und die Facies malleolaris lateralis hatten im ventralen Bereich Knorpelveränderungen, vereinzelt auch im dorsalen Anteil.

Des Weiteren wurde der mediale, laterale und zentrale Gelenkflächenabschnitt nach den höchsten vorkommenden Arthrosestadien untersucht (Tabelle 4.2).

Bei einem TPQ von 0,01 – 0,04 hatten 2 von 6 Präparaten im zentralen Bereich des Talus das höchste Arthrosestadium. Die mediale Rolle war bei 2 Präparaten von Arthrose betroffen als die laterale, 2 Präparate hatten sowohl medial als auch lateral den gleichen Arthroseggrad.

Tabelle 4.2: Arthrosevorkommen im medialen, lateralen und zentralen Bereich der Gelenkflächen

höchstes Arthrosestadium		Anzahl der Präparate			
		medial > lateral	lateral > medial	medial = lateral	zentral
TPQ 0,01 – 0,04	Talus	2	-	2	2
	Malleolengabel	2	-	4	
TPQ 0,05 – 0,09	Talus	13	5	10	-
	Malleolengabel	13	6	6	2

Ähnliche Verhältnisse zeigten auch die einzelnen Gelenkflächen der Malleolengabel. Die Facies articularis inferior tibiae war bei 2 Präparaten medial stärker betroffen als lateral. 4 Präparate hatten medial und lateral den gleichen Ausprägungsgrad der Arthrose.

Die 28 (von 34) Präparate mit einem TPQ von 0,05 – 0,09 zeigten in 13 Fällen medial einen höheren Grad an Arthrose als lateral. In 5 Fällen hatten die lateralen Knorpelveränderungen ein höheres Arthrosestadium als medial und in 10 Fällen hatten sowohl der mediale als auch der laterale Bereich den gleichen Arthrosegrad.

Die Malleolengabel hatte in 13 Fällen medial höhere Arthrosestadien als lateral, bei 6 Präparaten waren lateral die Knorpelveränderungen stärker ausgeprägt als medial. Die mediale und die laterale Gelenkfläche waren in 6 Präparaten gleich stark betroffen. In 2 Fällen lag das höchste Stadium im zentralen Bereich.

Zusammenfassung:

Die Arthroseverteilungskarten der Gelenkflächen des Talus und der Malleolengabel in Gruppe a (TPQ 0,01 – 0,04) und Gruppe b (TPQ 0,05 – 0,09) zeigten keinen deutlichen Unterschied. In beiden Gruppen waren vor allem die mediale und laterale Rollkante, sowie die ventralen und dorsalen Bereiche von Arthrose unterschiedlichen Ausmaßes betroffen. Die zentrale Region war weitestgehend ausgespart.

4.4 Gegenüberstellung: Subchondrale Mineralisierungstypen – Talusprofilquotient

Bei tiefer Trochleaführungsrinne, d. h. bei einem TPQ von 0,05 – 0,09, lag bei 11 von 12 Präparaten ein bizentrisches Muster (Typ I) vor. Eine Abflachung der Rinne (TPQ: 0,01 – 0,04 ging in 2 von 5 Fällen mit einem monozentrischen Muster (Typ II) einher (Tabelle 4.3). Das Präparat 30 wies ein monozentrisches Verteilungsmuster auf und hatte einen TPQ von 0,06. Die Präparate 8, 12, 23 haben bizentrische Verteilungsmuster und haben jeweils einen TPQ von 0,03.

Tabelle 4.3: Talusprofilquotient und CT-OAM

	m/w	Alter	TPQ			CT-OAM
			a _{max} (mm)	b (mm)	Q	Verteilungsmuster
3	w	80	0,24	20,28	0,01	monozentrisch
25	m	83	0,80	24,28	0,03	monozentrisch
30	m	90	1,81	28,90	0,06	monozentrisch
8	w	81	0,73	22,83	0,03	bizentrisch
12	w	70	0,50	17,01	0,03	bizentrisch
23	w	59	0,85	26,01	0,03	bizentrisch
24	m	76	1,27	24,01	0,05	bizentrisch
7	w	95	1,49	23,51	0,06	bizentrisch
9	m	88	1,65	29,76	0,06	bizentrisch
16	w	83	1,47	23,23	0,06	bizentrisch
17	w	82	1,35	22,53	0,06	bizentrisch
31	w	83	1,34	22,52	0,06	bizentrisch
1	w	91	1,99	26,96	0,07	bizentrisch
2	w	78	1,71	23,57	0,07	bizentrisch
20	w	85	1,74	25,98	0,07	bizentrisch
19	w	68	1,71	21,59	0,08	bizentrisch
10	m	68	2,31	26,68	0,09	bizentrisch

Zusammenfassung:

TPQ **0,01 – 0,04**: 2 von 5 Präparaten **monozentrisches Verteilungsmuster (Typ II)**

TPQ **0,05 – 0,09**: 11 von 12 Präparate **bizentrisches Verteilungsmuster (Typ I)**

4.5 Gegenüberstellung: Subchondrale Mineralisierungstypen - Talusprofilquotient - Oberflächenbewertung

Zwei verschiedene subchondrale Mineralisierungsmuster konnten unterschieden werden, zum einen ein bizentrisches Muster (Typ I), zum anderen ein monozentrisches Muster (Typ II). In 11 von 12 Präparaten mit Typ I lag der TPQ zwischen 0,05 – 0,09. Nur Präparat 30 hatte ein tiefes Talusprofil gepaart mit einem monozentrischen subchondralen Verteilungsmuster (Tabelle 4.4). Der TPQ war in 2 von 5 Präparaten mit Typ II zwischen 0,01 und 0,04, die Präparate 8, 12 und 23 wiesen bei einem bizentrischen subchondralen Verteilungsmuster ein flacheres Talusprofil auf.

Die Auswertung der Arthroseverteilung erfolgte mit Hilfe der Einteilung der Facies articularis superior tali und der Facies articularis inferior tibiae, wie in Abbildung 3.6 zu sehen. Knorpelveränderungen zeigten sich zum einen im ventralen und dorsalen, zum anderen im medialen und lateralen Gelenkbereich. Knorpelschäden im zentralen Bereich waren selten. Die Arthrosekarten zeigten sowohl bei niedrigen TPQ als auch bei hohen TPQ sehr ähnliche Verteilungsmuster (Abbildung 4.8). Jedes Präparat war ventral und dorsal von arthrotischen Veränderungen betroffen. Die mediale und laterale Rollkante wies Arthrosegrade von 0 – IV auf, während der zentrale Bereich nur selten Veränderungen aufwies.

Wie in Abbildung 4.8 zu sehen ergaben sich bei flachen und bei tiefen Führungsrinnen ähnliche Arthroseverteilungskarten. Die Tali waren vor allem im ventralen und dorsalen Anteil von Arthrose betroffen. Die medialen Talusrollen waren im Vergleich mit den lateralen Talusrollen in 15 von 34 Fällen stärker von Arthrose betroffen als die lateralen Talusrollen (in 5 von 34 Präparaten). Der zentrale Bereich war nur in 2 von 34 Fällen betroffen. Die Facies malleolaris medialis und die Facies malleolaris lateralis hatten jeweils im ventralen Bereich Knorpelveränderungen. Die Malleolengabeln wiesen ein entsprechendes Bild auf. Auch hier waren der ventrale und dorsale Anteil von Arthrose betroffen. Der mediale Flächenabschnitt (15 von 34) hatte im Vergleich zum lateralen (6 von 34) höhere Arthrotestadien. Die zentrale Gelenkfläche wies in zwei Fällen ein Stadium von I auf. Die Facies articularis malleoli lateralis hatte Arthrosen im distalen und proximalen Ende der Gelenkfläche. Die Facies articularis malleoli medialis zeigte im ventralen und dorsalen Bereich Knorpelveränderungen. Insgesamt hatten die

Malleolengabeln geringere Stadien der Knorpelveränderung als die entsprechende Gelenkfläche des jeweiligen Talus.

Tabelle 4.4: Vergleich CT-OAM - Arthrostadien – Talusprofilquotient

Nr	mono bi	Talus					Malleolengabel					TPQ
		ventr	dors	med	zentr	lat	ventr	dors	med	zentr	lat	
3	mono	I	II	IV	I	II	I	I	II	0	0	0,01
25	mono	II	II	0	I	0	I	0	0	0	0	0,03
8	bi	II	II	0	III	0	III	0	I	0	0	0,03
12	bi	II	II	IV	I	IV	I	I	I	I	I	0,03
23	bi	II	II	0	0	0	II	III	0	0	0	0,03
24	bi	I	II	0	0	0	I	II	0	0	0	0,05
30	mono	II	III	IV	II	I	IV	III	II	II	II	0,06
7	bi	II	II	I	0	I	I	III	0	0	I	0,06
9	bi	III	III	I	0	II	II	II	0	I	0	0,06
16	bi	II	II	II	0	I	I	0	0	0	II	0,06
17	bi	II	II	III	0	III	II	II	I	0	0	0,06
31	bi	III	III	III	0	0	II	II	II	0	I	0,06
1	bi	III	III	III	I	III	II	II	II	0	I	0,07
2	bi	III	II	III	0	I	II	II	II	0	0	0,07
20	bi	II	II	IV	0	I	II	0	III	0	I	0,07
19	bi	II	II	0	0	I	II	II	0	0	I	0,08
10	bi	III	II	0	0	0	II	II	0	0	I	0,09

Zusammenfassung:

Sowohl bei flachen (TPQ 0,01 – 0,04) als auch bei tiefen (TPQ 0,05 – 0,09) Talusrollen und auch bei beiden subchondralen Mineralisierungsmustern (Typ I und Typ II) ergaben sich ähnliche Arthroseverteilungskarten.

5 Diskussion

5.1 Material

Bei der Bewertung der Ergebnisse muss das hohe Lebensalter der Leichenpräparate berücksichtigt werden. Das Durchschnittsalter lag bei 80,6 Jahren und stellt somit ein Spezialkollektiv (alte Patienten) dar. Die einzelnen Präparate waren über einen längeren Zeitraum (ca. 10 Jahre) in 5 %iger Formalinlösung fixiert. Da dies jedoch für jedes der Präparate galt, blieben sie dadurch untereinander vergleichbar.

5.2 Methode

5.2.1 Ausmessen des Talusprofilquotienten

Jeder Talusrollhügel wurde mit Hilfe eines Objektträgers abgefahren und senkrecht dazu wurde mit einem Messschieber die Tiefe a ausgemessen. Bei dem Maximalwert von a (a_{Max}) wurden die Auflagepunkte auf den Talusrollhügeln angezeichnet und anschließend ausgemessen. Da die Rollhügel nicht spitz, sondern abgerundet sind, wurde versucht bei jedem Präparat jeweils die Mitte der Rollhügel zu verwenden. Hieraus könnte eine geringfügige Abweichung der Messwerte entstehen.

5.2.2 Oberflächenbewertung

Die Gelenkflächen des Talus und der Malleolengabel wurden bei den einzelnen Präparaten makroskopisch betrachtet. Durch eine mikroskopische Betrachtung könnte ein feineres Raster erarbeitet werden. Da in dieser Arbeit vor allem die Verteilungsmuster der Arthrosevorkommen des Gelenkknorpels herausgearbeitet wurden, war die Einteilung der Facies articularis superior tali und die Facies articularis inferior tibiae in jeweils 5 Sektoren ausreichend. Diese Ergebnisse der Gelenkknorpelveränderungen ließen sich direkt mit den subchondralen Mineralisierungsmustern vergleichen.

5.2.3 CT-OAM

Die Anwendung der Computertomographie stellt die Grundlage für die Erstellung von Densitogrammen mit der CT-Osteoabsorptiometrie dar. Folgende Fehler, die in der CT-Technik begründet liegen, können auftreten:

- a) Gerätefehler (Kalibrierung): Die Kalibrierung des von uns verwendeten CT-Scanners erfolgte gegen Luft, wobei die an einem Referenzphantom erhobenen Abweichungen ± 4 Hounsfield-Einheiten (HE) betragen. Diesem möglichen Fehler kam bei den von uns verwendeten Dichtestufen von 100 HE kaum eine Bedeutung zu.
- b) Aufhärtung (beam hardening): Bei der Aufhärtung der Strahlen wird im Zentrum einer homogenen Struktur eine geringere Dichte vorgetäuscht. Bei den moderneren Geräten wird jedoch durch die Vorfilterung der Röntgenstrahlen und durch eine rechnerische Korrektur der Projektionsmesswerte der Aufhärtungseffekt weitgehend eliminiert [42]. Somit stellt die Aufhärtung der Röntgenstrahlen bei Geräten der heutigen Generation keine nennenswerte Einflussgröße mehr dar.
- c) Partial Volumen Effekt: Beim Partial Volumen Effekt werden partiell von der tomographischen Schicht erfasste Strukturen nur anteilsweise berücksichtigt. Dabei wird in der Dichtemessung der gemittelte Schwächungswert des inhomogenen Volumens erfasst und rekonstruiert. Weil zur Bildrekonstruktion jedes Volumenelement (Voxel) als homogen strukturiert angenommen wird, und bei unterschiedlich dichtem Material ein gemittelter Wert registriert wird, kann es zur Darstellung von Strukturen kommen, die in Wirklichkeit nicht vorliegen. Diese Erscheinung spielt eine wichtige Rolle bei der Abbildung und Densitometrie kleiner Organe (z. B. Nebennieren) oder Randstrukturen von Organen (Gelenke), bei denen zwangsläufig umgebendes Gewebe niedriger Dichte mit erfasst wird [31].

Durch die Vermeidung tangentialer Schnitte, die durch Regionen mit steilen Dichtegradienten verlaufen, kann dieser Effekt deutlich reduziert werden [58]. Bei bestimmten Fragestellungen ist es deshalb auch erforderlich dünne Schichtaufnahmen anzufertigen oder die Randgebiete nicht densitometrisch

auszuwerten. Auch die Vergrößerung kann in beschränktem Umfang dazu beitragen diesen Fehler zu reduzieren. Außerdem zeigte sich, dass Datensätze mit sagittaler Schnittrichtung bei einer Schichtung von 2 mm hinsichtlich der relativen Dichteverteilung sehr ähnliche Ergebnisse liefern [52].

- d) Rasterauswertung: Die Bereiche der höchsten subchondralen Mineralisierungsdichte wurden durch Maximapunkte gekennzeichnet. Aus einem Punkt lässt sich somit nicht mehr erkennen, wie weitläufig die betroffene Fläche war. Dennoch interessierten wiederum nur die Maximalpunkte um die einzelnen Präparate untereinander zu vergleichen und ähnliche Muster der Mineralisierung zu erkennen.

5.3 Ergebnisse

Die einzelnen Knochen des menschlichen Körpers stellen gemeinsam mit den Gelenken den passiven Bewegungsapparat dar. Dieser wird durch den aktiven Bewegungsapparat, die Muskulatur, bewegt. Die Gelenke haben die Funktion, die einwirkenden Kräfte zu übertragen und zu verteilen, damit überhaupt Bewegung im Körper entstehen kann.

Die Kraft, die auf den Knorpel einwirkt, wird auf den darunterliegenden Knochen weitergeleitet. Wie in Abbildung 5.1 zu sehen, wird die momentane Verteilung der einwirkenden Kraft sowohl von der Größe und dem Eintrittspunkt der resultierenden Kraft, als auch von der Größe und Position der Kontaktflächen und von der Form der Gelenkbestandteile bestimmt. Die zeitliche Summation („loading history“) dieser momentan einwirkenden Spannungsverteilungen führt zu unterschiedlich starker Ausprägung der subchondralen Mineralisierung innerhalb einer Gelenkfläche [52]. Die Verteilung der subchondralen Knochendichte innerhalb einer Gelenkfläche kann damit als Messparameter gelten, der die hauptsächliche Beanspruchung eines Gelenkes widerspiegelt [62], [77], [88]. Unter Benutzung der Computertomographie wurde von Müller-Gerbl [54] ein Verfahren entwickelt, die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM), die die Dichteverteilungsmuster auch am Lebenden darstellen kann. Diese Methode ist geeignet, Aussagen über die individuelle Langzeitbeanspruchung eines Gelenkes beim Lebenden zu machen.

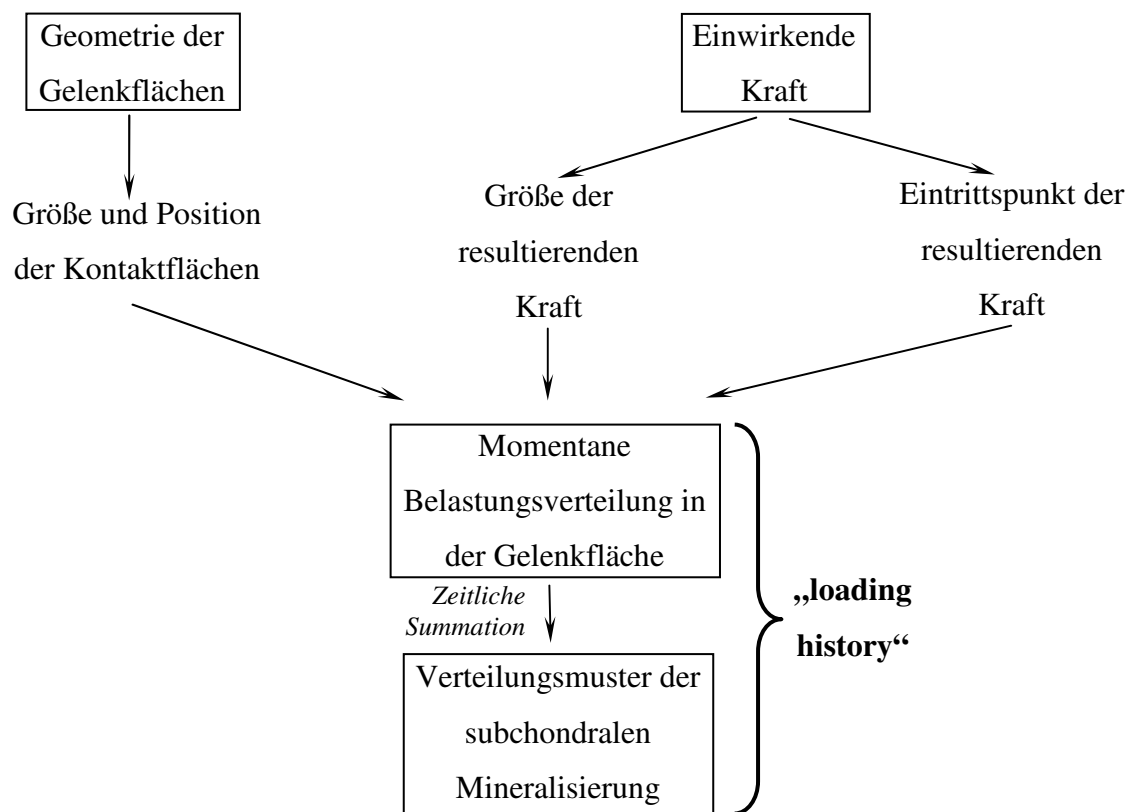


Abbildung 5.1: Faktoren, die die Druckverteilung der Gelenkfläche beeinflussen; gezeichnet nach Müller-Gerbl [52]

Im menschlichen Körper existieren verschiedene Gelenkkonfigurationen, zum einen a) sphärische Gelenke und zum anderen b) nicht-sphärische Gelenke:

a) Auf Grund der Untersuchungen von Bullough [8] über die Spannungsverteilung an einem Kugelgelenk, z. B. Hüftgelenk, lassen sich zwei verschiedene Gelenkmodelle ableiten (Abbildung 5.2). Typ I entspricht einem kongruenten Gelenk, während Typ II inkongruente Gelenkflächen aufweist. In Gelenken vom Typ I bleibt die Kontaktfläche konstant und mit steigender Belastung ist die Spannung im zentralen Bereich dementsprechend größer. In unbelasteten Gelenken vom Typ II mit primärer Inkongruenz befinden sich die Kontaktzonen nur in der Peripherie. Wenn die Belastung ansteigt, führt die viskoelastische Deformation des Gelenkknorpels und des darunterliegenden Knochens zu einem Anstieg der Kontaktflächengröße. Daraus resultiert ein geringerer Druck, da eine gleichmäßigere Lastverteilung erreicht wird und die Belastung dadurch reduziert werden kann. Das Gelenk besitzt durch die daraus resultierende größere Kontaktfläche zudem eine größere Stabilität. Zusätzlich weist das inkongruente Gelenk in unbelasteter oder leicht belasteter Situation einen erleichterten

Austausch von Gelenkflüssigkeit auf und stellt damit eine optimale Ernährung für den Gelenkknorpel sicher. Mit einer permanenten Kongruenz der Gelenkflächen, wie in Typ I, beeinflusst der damit verbundene Dauerdruck den Austausch der Gelenkflüssigkeit erheblich und limitiert dadurch die metabolische Aktivität der Chondrozyten. [57]

Es ist daher sinnvoll anzunehmen, dass ein normales Hüftgelenk eine „Physiologische Inkongruenz“ entwickelt hat, um durch den daraus resultierenden intermittierenden Gelenkdruck nicht nur gute Bedingungen für die Schmierung und Ernährung des üblicherweise beanspruchten Gelenkknorpels zu schaffen, sondern auch eine günstigere stressabhängige Druckübertragung und -verteilung sicher zu stellen.

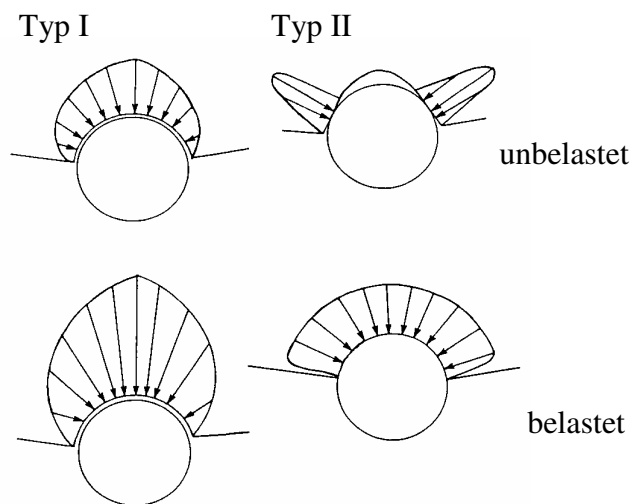


Abbildung 5.2: Modell der Spannungsverteilung eines Kugelgelenkes
 Typ I: Kongruentes Gelenk (Situation beim älteren Menschen)
 Typ II: Inkongruentes Gelenk (Situation beim jüngeren Menschen)
 (aus Müller-Gerbl et al. [56], [57], [8])

Ähnlich der Spannungsverteilungsmuster existieren im Hüftgelenk unterschiedliche Dichteverteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung. Bei jungen Menschen liegt die maximale Dichte immer im ventralen oder dorsalen Bereich der Gelenkpfanne. Ältere Menschen haben normalerweise ein Maximum im zentralen Bereich der Facies lunata des Acetabulum [55]. Dies deutet möglicherweise darauf hin, dass bei jungen Menschen die physiologische Inkongruenz stärker ausgeprägt ist, und im Laufe des Lebens abnimmt. [52]

Eine ähnliche Situation zeigte sich im Humeroulnargelenk, welches ebenfalls aus einer Gelenkpfanne und einem Gelenkkopf besteht. In den Arbeiten von Tillmann [86], [87]

zeigte sich, dass bei Erwachsenen in den meisten Fällen eine komplette Trennung der Gelenkknorpelfläche vorlag. Während der ersten Lebensdekade hat die Gelenkpfanne eine durchgehende Knorpelschicht, erst im Erwachsenenalter teilt sich die Gelenkfläche und es bildet sich eine Knochenfurche [27]. Diese Reduktion der Knorpeldicke in der Tiefe der Gelenkpfanne kann durch die von Pauwels [62] aufgestellte Theorie der kausalen Histogenese plausibel erklärt werden, da sich die Gelenkfläche bei reduziertem Druck im zentralen Bereich - bedingt durch die Inkongruenz - zurückbildet. Diese Vermutung konnte auch in den Untersuchungen von Müller-Gerbl bestätigt werden, weil in den meisten Fällen der Erwachsenen ein bizentrisches Verteilungsmuster gefunden wurde. [52]

Fasst man die Ergebnisse des Hüftgelenkes und des Humeroulnargelenkes zusammen, dann lässt sich daraus schließen, dass diese „Physiologische Inkongruenz“ ein generelles biologisches Prinzip darstellt, welches optimale Bedingungen für ein Gelenk hervorbringt.

b) Als Beispiel für ein nicht-sphärisches Gelenk wurde in dieser Arbeit das obere Sprunggelenk hinsichtlich der subchondralen Mineralisierungsmuster untersucht, um Informationen über die Art der Druckverteilung zu erhalten. Es fanden sich zwei regelmäßig vorkommende subchondrale Mineralisierungsmuster. Am Häufigsten, in 27 von 34 Präparaten, fand sich ein bizentrisches Verteilungsmuster (Typ I) (Abbildung 4.3) mit höchsten Mineralisierungsgraden im ventromedialen und ventrolateralen Bereich der Talusrolle. Das meist höher mineralisierte ventromediale Maximum dehnte sich meist bis auf die mediale Rollkante aus und ging auf die Facies articularis medialis über. Ein weiteres Maximum zeigte sich im Zentrum der lateralen Gelenkfläche des Talus. Die zentrale Region war deutlich weniger mineralisiert. Die Facies articularis inferior tibiae hatte ein Maximum im Übergangsbereich zur Facies articularis malleoli medialis. Ein zweites weniger dichtes Maximum trat im ventrolateralen Teil auf. Im Gegensatz zu diesem bizentrischen Verteilungsmuster präsentierte sich Typ II mit nur einem Maximum im ventromedialen Bereich (7 Präparate von 34) (Abbildung 4.4). Diese Ergebnisse decken sich mit vorausgegangenen Untersuchungen von Müller-Gerbl [52].

Diese Erkenntnisse weisen darauf hin, dass im oberen Sprunggelenk ähnliche Prinzipien der Inkongruenz vorherrschen wie z. B. im Hüftgelenk. Von Wynarsky und Greenwald [90] wurde ein Modell (Abbildung 1.8) entwickelt, welches zeigt, dass der Grad der Gelenkinkongruenz einen signifikanten Effekt auf das Kontaktflächenmuster und die Druckverteilung hat. Bei erhöhter Belastung ändert sich die Druckverteilung schnell von zwei Druckübertragungspunkten in eine konfluierende Fläche. Dies führt bei einer physiologischen Bewegungsabfolge des Gelenkes zu einer intermittierenden Beanspruchung der Gelenkflächen. Dies ist ein effizienter Mechanismus der Lastübertragung, verbunden mit einer optimalen Schmier- und Ernährungsfunktion des Knorpels. Im oberen Sprunggelenk würde dies bedeuten, dass der einwirkende Druck zuerst auf der medialen und lateralen Talusrolle lastet und anschließend der anhaltende Druck den gesamten Knorpel durchwinkt.

Zieht man zu diesen Ergebnissen der subchondralen Mineralisierungsverteilung die Ergebnisse der Talusprofilquotienten hinzu, so erkennt man eine Korrelation dieser beiden Parameter. Präparate mit tiefer Trochleaführungsrinne (TPQ 0,05 – 0,09) hatten häufig ein bizentrisches Verteilungsmuster, wohingegen bei monozentrischen Verteilungsmustern überwiegend flache Talusrollen (TPQ 0,01 – 0,04) vorlagen. Diese Ergebnisse decken sich mit den Untersuchungen von Müller-Gerbl [52].

Die Messungen des frontalen Talusprofils zeigten unterschiedlich flache und tiefe Talusrollen. Bei 6 von 34 Präparaten lag ein flaches Talusprofil vor (TPQ: 0,01 – 0,04), während 28 von 34 Präparate eine tiefe Trochleaführungsrinne hatten mit TPQ-Werten von 0,05 – 0,09. In dieser Arbeit konnte für dieses Kollektiv keine Korrelation von Geschlecht oder Alter gezeigt werden. Vorausgegangene Untersuchungen von Riede [73] zeigten eine tiefere Führungsrinne bei jüngeren Personen, die mit zunehmendem Alter flacher wird. Bei Riede überwiegen in der Altersgruppe von 10 bis 45 Jahren Talusrollen mit konkavem Profil, während zwischen dem 50. und 80. Lebensjahr flache Talusrollen vorherrschen. Diese Altersverteilung der einzelnen Profilquotienten war hochsignifikant. Riede verwendete für diese Auswertung Röntgenbilder, folglich wurde die jeweilige Knorpeldicke nicht berücksichtigt. Im vorliegenden Kollektiv handelt es sich um in Formalin fixierte Präparate mit weitgehend konserviertem Knorpel. Trotz des hohen Durchschnittsalters von 80,6 Jahren liegen in 82% der Fälle Talusprofilquotienten größer als 0,5 vor. Dies entspricht den Gelenkverhältnissen von

jungen Menschen. Vermutlich spielt die Knorpeldicke eine wichtige Rolle bei der Ausprägung des Talusprofils.

Die arthrotischen Veränderungen sind sowohl bei bizentrischen als auch bei monozentrischen Verteilungsmustern sehr ähnlich und auch die Geometrie der Gelenkfläche scheint nicht mit dem Vorkommen von Arthrose in Zusammenhang zu stehen. Wie die Ergebnisse in Abbildung 4.8 zeigen, kommen ähnliche Arthroseverteilungen sowohl bei tiefer als auch bei flacher Talusrolle zustande. Die mediale und die laterale Rollkante waren am meisten von Arthrose unterschiedlichen Ausmaßes betroffen. Vermutlich liegt der Grund dafür in der Bewegungsabfolge des oberen Sprunggelenkes. Möglicherweise werden initial, sowohl bei flachen als auch bei tiefen Talusrollen, die medialen und lateralen Rollhügel belastet und anschließend erfolgt erst die Druckverteilung auf die gesamte Gelenkfläche. Nach Wynarsky und Greenwald [90] entsprechen die initialen Kontakt- und Spitzendruckflächen den Bereichen der Knorpelläsionen auf den Talusrollhügeln. Dies ist vermutlich auch der Grund, warum die höchsten Arthrosegrade auf der medialen und lateralen Talusrolle vorkommen (Tabelle 4.2).

Weiterhin fiel auf, dass die ventralen und dorsalen Gelenkregionen immer arthrotische Veränderungen aufwiesen (Tabelle 8.2, Abbildung 4.8). Diese periphere Empfindlichkeit war auch in anderen Gelenken beobachtet worden [21], [45]. Meachim [43] sprach von einer besonderen Empfindlichkeit der peripheren Regionen der Knorpelplatte gegenüber Knorpelläsionen. Die Ursache für die generell hohe Empfindlichkeit der Randzonen der Gelenkfläche ist umstritten. Eine Möglichkeit besteht darin, dass es nur selten zu einem Knorpel-Knorpelkontakt am Rande des Gelenkes kommt, und dass auf Grund der zu geringen Beanspruchung der Knorpel degeneriert [9]. Eine andere Möglichkeit besteht darin, dass die Gelenkknorpelperipherie mechanisch durch das Ende der gegenüberliegenden Gelenkfläche mit übermäßigem Druck beschädigt wird [24].

Man hätte vermuten können, dass sich auch bei degenerativen Veränderungen unterschiedliche Verteilungsmuster unterscheiden lassen. Die Arthroseverteilungskarten im oberen Sprunggelenk unterscheiden sich bei mono- und bizentrischen Verteilungsmustern der subchondralen Mineralisierung aber nicht wesentlich

voneinander. Wie bereits erwähnt korreliert die Tiefe der Talusrolle mit dem Auftreten von subchondralen Mineralisierungsmustern. Stellt man diese beiden Parameter den degenerativen Veränderungen gegenüber, so lässt sich sagen, dass sowohl bei flachen, als auch bei tiefen Talusrollen sehr ähnliche Arthroseverteilungskarten gefunden wurden. Demzufolge konnte auch bei monozentrischen oder bizentrischen Verteilungsmustern der subchondralen Mineralisierung keine Korrelation konstatiert werden. Diese Erkenntnisse lassen vermuten, dass kein Zusammenhang besteht zwischen der Lokalisation von degenerativen Veränderungen und der Lokalisation der Maxima der subchondralen Mineralisierung. Dieses Ergebnis bestätigt die Untersuchungen von Muehleman [50], der in einer Studie zeigte, dass im Talus die Knorpeldegeneration nicht mit einem Anstieg der Knochendichte assoziiert ist.

Aus diesen Begebenheiten lässt sich die Vermutung anstellen, dass der Knorpel anfälliger ist für Spitzenbelastungen als für Dauerbelastung und darauf mit Knorpelveränderungen reagiert. Möglicherweise ist der initiale Kontakt der Gelenkflächen und der damit verbundene Spitzendruck auf den Knorpel ein Auslöser für degenerative Veränderungen vor allem im Bereich der medialen und lateralen Rollkanten im oberen Sprunggelenk.

Abschließend kann die Schlussfolgerung gezogen werden, dass auch im oberen Sprunggelenk das Prinzip der „Physiologischen Inkongruenz“ vorliegt. Durch den daraus resultierenden intermittierenden Gelenkdruck sind für das obere Sprunggelenk sehr gute Bedingungen für die Schmierung und Ernährung des Gelenkknorpels geschaffen und zusätzlich ist eine optimale Druckübertragung und -verteilung sichergestellt.

6 Zusammenfassung

Im menschlichen Körper gibt es sphärische und nicht-sphärische Gelenke. Das Hüftgelenk, ein sphärisches Gelenk, weist bei jungen Menschen eine Inkongruenz der Gelenkflächen auf. Das bedeutet, dass die Kontaktzonen der beiden Gelenkkörper im vorderen und hinteren Pfannenbereich liegen. Ab einer bestimmten Größe der einwirkenden Gelenkkraft kommt es zu einem vollständigen Kontaktschluss mit nachfolgend größerer Kontaktfläche und kleinerer Druckspannung. Mit zunehmendem Alter geht diese Inkongruenz verloren und es verschlechtert sich damit die Gelenksituation.

Es gibt Hinweise, dass auch in nicht-sphärischen Gelenken dieses Prinzip der „Physiologischen Inkongruenz“ besteht. Daher wurden in dieser Arbeit obere Sprunggelenke hinsichtlich subchondraler Mineralisierungsmuster, Gelenkgeometrie und Lokalisation von degenerativen Veränderungen untersucht.

Aus der Anatomischen Anstalt München standen uns insgesamt 34 in Formalin fixierte Präparate, 33 rechte und 1 linker Fuß, zur Verfügung. Diese Sprunggelenke waren von 24 Frauen und 10 Männern im Alter von 59 bis 95 Jahren, mit einem Durchschnittsalter von 80,6 Jahren. Eine CT-Osteoabsorptiometrische Auswertung lag von 34 Präparaten vor, 18 rechte und 16 linke obere Sprunggelenke.

Die Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung der jeweiligen Präparate lassen sich in zwei unterschiedliche Typen einteilen. Zum einen ein bizentrisches Verteilungsmuster (Typ I) mit Maxima im Bereich der ventromedialen und ventrolateralen Trochlea tali. Die größte Dichte befand sich entlang der medialen Talusrolle, wobei die Facies articularis medialis häufig mit eingeschlossen war. Die zentrale Region war wenig mineralisiert. Ein weiteres Maximum befand sich in der Mitte der lateralen Facies malleolaris lateralis. Die korrespondierenden Gelenkflächen der Malleolengabel zeigten spiegelbildliche Verteilungsmuster. Die höchste Mineralisierungsdichte befand sich in der Übergangszone zwischen der Facies articularis inferior tibiae und der Facies articularis malleoli medialis. Üblicherweise bestand noch ein weiteres Maximum ventrolateral, welches weniger mineralisiert war.

Zum anderen präsentierte sich Typ II mit nur einem Maximum, welches im ventromedialen und medialen Bereich lokalisiert war. Die Gelenkfläche der Malleolengabel zeigte dazu ausgeprägte Maxima im ventromedialen Bereich, die sich oft nach medial und dorsal ausbreiteten. Die subchondralen Dichteverteilungsmuster korrelieren mit der Geometrie der Talusrolle. Eine flache Talusrolle zeigte vorwiegend monozentrische Muster (Typ II), während bei tiefen Talusrollen bizentrische Verteilungsmuster (Typ I) vorlagen.

Möglicherweise werden initial sowohl bei flachen als auch bei tiefen Talusrollen zuerst die medialen und lateralen Rollhügel belastet und anschließend folgt die Druckverteilung auf die gesamte Fläche. Dies würde bedeuten, dass auch im oberen Sprunggelenk das Prinzip der „Physiologischen Inkongruenz“ zu finden ist. Bei einer physiologischen Bewegungsabfolge des oberen Sprunggelenkes führt dies zu einer intermittierenden Beanspruchung der Gelenkflächen und gewährleistet somit einen effizienten Mechanismus der Lastübertragung, verbunden mit einer optimalen Schmier- und Ernährungsfunktion des Knorpels.

Die Arthroseverteilungskarten waren sowohl bei monozentrischen, als auch bei bizentrischen Verteilungsmustern der subchondralen Mineralisierung sehr ähnlich. Arthrotische Veränderungen zeigten sich vor allem auf der medialen und lateralen Rollkante, sowie im ventralen und dorsalen Bereich der Gelenkfläche des Talus bzw. der Malleolengabel. Der zentrale Bereich wies nur selten Veränderungen auf. Demzufolge besteht kein Zusammenhang zwischen der Lokalisation von degenerativen Veränderungen und der Lokalisation der Maxima der subchondralen Mineralisierung.

Da die höchsten Arthrosegrade auf den Rollhügeln zu finden waren, lässt sich vermuten, dass der Knorpel anfälliger für Spitzenbelastungen ist und darauf mit Knorpelveränderungen reagiert. Die Belastungen, die jedoch über einen längeren Zeitraum auf den unter den Knorpel liegenden subchondralen Knochen in immer gleicher Form einwirken, spiegeln sich in der Dichte der subchondralen Mineralisierung wider (Langzeitbelastung).

7 Literaturverzeichnis

- [1] Adam C, Eckstein F, Milz S, Putz R (1998): The distribution of cartilage thickness within the joints of the lower limb of elderly individuals. *J Anat* 193: 203-214
- [2] Barnett Ch, Napier JR (1952): The axis of rotation at the ankle joint in man. Its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula. *J Anat* 86: 1-9
- [3] Benninghoff (1994): *Anatomie*. Band 1: Seite 217-218
- [4] Bertsch C, Rosenbaum D, Claes LE (1997): Effects of various foot positions on intraarticular and plantar pressure distribution in the intact ankle and chopart joints. Transactions of 7th Annual Conference of EORS, Barcelona
- [5] Bromfeild W (1773): *Chirurgical observations and cases*. Vol 2. Ed. by William Bromfeild, Cadell, London, p 87
- [6] Brown TD, Vrahas MS (1984): The apparent elastic modulus of the juxtarticular subchondral bone of the femoral head. *J Orthop Res* 2: 32-38
- [7] Bruns J, Rosenbach B (1990): Pressure distribution at the ankle joint. *Clin Biomech* 5: 153-161
- [8] Bullough P (1981): The geometry of diarthrodial joints, its physiologic maintenance, and the possible significance of age-related changes in the geometry-to-load distribution and the development of osteoarthritis. *Clin Orthop* 156: 61-66
- [9] Bullough P, Goodfellow J, O'Connor J (1973): The relationship between degenerative changes and load-bearing in the human hip. *J Bone Joint Surg* 55 (B): 746-758
- [10] Bullough P, Goodfellow J, Greenwald AS, O'Connor J (1968): Incongruent surfaces in the human hip joint. *Nature* 217: 1290
- [11] Calhoun JH, Li F, Ledbetter BR, Viegas SF (1994): A comprehensive study of pressure distribution in the ankle joint with inversion and eversion. *Foot Ankle* 15: 125-132

- [12] Carter DR (1984): Mechanical loading histories and cortical bone remodelling. *Calcif Tissue Int* 36: 19-24
- [13] Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP (1989): Relationship between loading history and femoral cancellous bone architecture. *J Biomech* 22: 231-244
- [14] Clark JM, Huber JD (1990): The structure of the human subchondral plate. *J Bone Surg Br* 72: 866-873
- [15] Close JR (1956) Some applications of the functional anatomy of the ankle joint. *J Bone Joint Surg (Am)* 38: 761-781
- [16] Debrunner HU (1985): *Biomechanik des Fußes*. Enke, Stuttgart (Bücherei des Orthopäden)
- [17] Dewire P, Simkin A (1996): Subchondral plate thickness reflects tensile stress in the primate acetabulum. *J Orthop Res* 14: 838-841
- [18] Dörenberg KO (1983): Kontaktflächen und anatomische Gelenkflächen des oberen Sprunggelenks – Methoden zur Bestimmung der Flächengröße und Falldarstellungen. *Morphol Med* 3: 97-108
- [19] Duncan H, Jundt J, Riddle JM, Pitschford W, Christopherson T (1987): The tibial subchondral plate. *J Bone Joint Surg* 69-A: 1212-1220
- [20] Ekholm R, Norbäck B (1951): On relationship between articular changes and function. *Acta Orthop Scand* 21: 81-98
- [21] Emery IH, Meachim G (1973): Surface morphology and topography of patello-femoral cartilage fibrillation in Liverpool necropsies. *J Anat* 116:103-120
- [22] Farkas T, Boyd RD, Schaffler MB, Radin EL, Burr DB (1987): Early vascular changes in rabbit subchondral bone after repetitive impulsive loading. *Clin Orthop* 219: 259-267
- [23] Fick R (1911): Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik. In: Bardeleben K (Hrsg.) *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke*. 2. Bd., 3. Teil. Fischer, Jena
- [24] Freeman MAR, Meachim G (1973): Ageing, degeneration and remodelling of articular cartilage. In: *Adult Articular Cartilage* (ED. Freeman MAR), 287-329, London: Pitman.

- [25] Greenwald AS, Haynes DW (1972): Weight-bearing areas in the human hip joint. *J Bone Joint Surg Br* 54: 157-163
- [26] Heim UFA, Schmid-Giovanoli C (1984): Die Bedeutung der Membrana interossea und des Ligamentum interosseum als Stabilisation der Malleolengabel. In: Hackenbroch MH, Refior HJ, Jäger M, Plitz W (Hrsg) Funktionelle Anatomie und Pathomechanik des Sprunggelenkes. Thieme, Stuttgart New York
- [27] Heine I (1925): Über die Quersfurche am Olecranon. *Anat Anz* 59: 257-271
- [28] Helal B, Wilson D (eds) (1988): *The foot*. Churchill Livingstone, Edinburgh London Melbourne New York
- [29] Hesse I, Mohr W, Hesse W (1990): Morphologische Veränderungen in frühen Stadien der Arthrose. *Orthopäde* 19: 16-27
- [30] Hicks JH (1953): The mechanics of the foot. I. The joints. *J Anat* 87: 345-357
- [31] Hübener KH (1981) Computertomographie des Körperstammes. In: Röntgen wie? wann? Bd IV. W Frommhold (ed) Thieme Verlag, Stuttgart
- [32] Ingelmark E (1950): The nutritive supply and nutritional value of synovial fluid. *Acta Orthop Scand* 20: 144-155
- [33] Inman VT (1976): *The joints of the ankle*. Williams & Wilkins, Baltimore
- [34] Inoue H (1981): Alterations in the collagen framework of osteoarthritic cartilage and subchondral bone. *Int Orthop* 5: 47-52
- [35] Kapandji JA (1974): *Physiologie articulaire*. Fascicule II, 4th Ed. Libraire Maloine, Paris S 140
- [36] Kimizuka M, Kurosawa H, Fukubayashi T (1980): Load-bearing pattern of the ankle joint. Contact area and pressure distribution. *Arch Orthop Trauma Surg* 96: 45-49
- [37] Konermann H (1970): Dichteverteilung im Röntgenbild des Skeletts. *Naturwissenschaften*. 57: 255
- [38] Konermann H (1971): Quantitative Bestimmung der Materialverteilung nach Röntgenbildern des Knochens mit einer neuen photographischen Methode. *Z Anat* 134: 13-48

- [39] Kura H, Kitaoka HB, Luo ZP, An KN (1998): Measurement of surface contact area of the ankle joint. *Clin Biomech* 13: 365-370
- [40] Lane LB, Bullough P (1980): Age-related changes in the thickness of the calcified zone and the number of tidemarks in adult human articular cartilage. *J Bone Joint Surg* 62-B: 372-375
- [41] Lazarus SP (1886): Zur Morphologie des Fußskelettes. *Morphol Jahrb* 24: 1
- [42] Lissner J, Fink U (1992): Radiologie I. Enke Verlag, Stuttgart
- [43] Meachim G (1975): Cartilage fibrillation at the ankle joint in liverpool necropsies. *J Anat* 119 (3): 601-610
- [44] Meachim G, Allibone R (1984): Topographical variation in the calcified zone of upper femoral articular cartilage. *J Anat* 139: 341-352
- [45] Meachim G, Emery IH (1973): Cartilage fibrillation in shoulder and hip joints in Liverpool necropsies. *J Anat* 116: 161-179
- [46] Milz S, Eckstein F, Putz R (1995): The thickness of the subchondral plate and its correlation with the thickness of the uncalcified articular cartilage in the human patella. *Anat Embryol* 192: 437-444
- [47] Milz S, Eckstein F, Putz R (1997): Thickness Distribution of the subchondral mineralization zone of the trochlear notch and its correlation with cartilage thickness: An Expression of functional adaption to mechanical stress acting on the humeroulnar joint? *Anat Rec* 248: 189-197
- [48] Milz S, Putz R (1994): Lückenbildungen der subchondralen Mineralisierungszone des Tibiaplateaus. *Osteologie* 3: 110-118
- [49] Milz S, Putz R (1994): Quantitative morphology of the subchondral plate of the tibial plateau. *J Anat* 185: 103-110
- [50] Muehleman C, Berzins A, Koeppe H, Eger W, Cole AA, Kuettner KE, Sumner DR (2002): Bone density of the human talus does not increase with the cartilage degeneration score. *Anat Rec* 266(2): 81-86

- [51] Müller-Gerbl M (1990): Funktionsbezogene Anatomie des oberen Sprunggelenkes. In: Heim UFA (Hrsg): Die Pilon-tibial-Fraktur. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York
- [52] Müller-Gerbl M (1998): The subchondral bone plate. *Advances in Anatomy Embryology and Cell Biology*. Vol. 141, Springer Verlag Heidelberg
- [53] Müller-Gerbl M (2001): Anatomie und Biomechanik des oberen Sprunggelenks. *Orthopäde* 30: 3-11
- [54] Müller-Gerbl M, Putz R, Hodapp N, Schulte E, Wimmer B (1990): Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden. *Z Orthop* 128: 128-133
- [55] Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R (1992): Demonstration of subchondral bone density patterns by three-dimensional CT osteoabsorptiometry as a noninvasive method for in vivo assessment of individual long-term stresses in joints. *J Bone Miner Res* 7 [Suppl 2]: 411-418
- [56] Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R (1993): Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten. *Z Orthop* 131: 10-13
- [57] Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R, Kierse R (1993): People in different age groups show different hip-joint morphology. *Clin Biomech* 8: 66-72
- [58] Müller-Gerbl M, Putz R, Kierse R (1991): Distribution of subchondral bone as a morphological parameter of stress in the hip-joint of the living. *Calcif Tissue Int* 46 [Suppl]: 71
- [59] Oettmeier R, Abendroth K, Oettmeier S (1989): Analyses of the tidemark on human femoral heads. I. Histochemical, ultrastructural and microanalytic characteriazation of the normal structure of the intercartilaginous junction. *Acta Morphol Hung* 37:155-168
- [60] Paar O, Rieck B, Bernett P (1983): Experimentelle Untersuchungen über belastungsabhängige Druck- und Kontaktflächenverläufe an den Fußgelenken. *Unfallheilkunde* 86: 531-534

- [61] Paar O, Rieck B, Bernett P (1984): Druck- und Kontaktflächenverläufe auf der Talusrolle nach Durchtrennung der lateralen Bandverbindungen am oberen Sprunggelenk. *Akt Chir* 19: 21-23
- [62] Pauwels F (1965): *Gesammelte Abhandlungen zur Biomechanik des Bewegungsapparates*. Springer. Berlin-Heidelberg-New York
- [63] Procter P, Paul JP (1982): Ankle joint biomechanics. *J Biomech* 15: 627-634
- [64] Pugh JW, Radin EL, Rose RM (1974): Quantitative studies of human subchondral cancellous bone. *J Bone Joint Surg* 56-A: 313-321
- [65] Pugh JW, Rose RM, Radin EL (1973): A structural model for the mechanical behavior of trabecular bone. *J Biomech* 6: 657-670
- [66] Pugh JW, Rose RM, Radin EL (1973): Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: Dependence on structure. *J Biomech*: 475-485
- [67] Radin EL, Paul IL, Tolkoﬀ MJ (1970): Subchondral bone changes in patients with early degenerative joint disease. *Arthritis Rheum* 13: 400-405
- [68] Radin EL, Paul IL (1970): Does cartilage 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
- [69] Radin EL, Rose RM (1986): Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage. *Clin Orthop* 213: 34-40
- [70] Reimann R, Anderhuber F, Gerold J (1980): Kompensationsbewegungen der Fibula, die durch die Keilform der Trochlea tali erzwungen werden. *Acta Anat* 108: 60-67
- [71] Reimann R, Anderhuber F, Gerold J (1986): Über die Geometrie der menschlichen Sprungbeinrolle. *Acta Anat* 127: 271-278
- [72] Reimann R, Anderhuber F, Gerold J (1988): Modelle zur Geometrie der menschlichen Sprungbeinrolle: Zwei Reihen geometrischer Modelle zur Veranschaulichung der Biomechanik des oberen Sprunggelenkes. *Gegenbaurs Morphol Jahrb* 134: 351-380

- [73] Riede UN, Heitz P, Ruedi T (1971): Gelenkmechanische Untersuchungen zum Problem der posttraumatischen Arthrosen im oberen Sprunggelenk. II. Einfluß der Talusform auf die Biomechanik des oberen Sprunggelenkes. Langenbecks Arch. Chir. 330: 174-184
- [74] Riede UN, Müller M, Mihatsch JM (1973): Biometrische Untersuchungen zum Arthroseproblem am Beispiel des oberen Sprunggelenkes. Arch Orthop Unfallchir 77: 181-194
- [75] Riede UN, Schenk RK, Willenegger H (1971): Gelenkmechanische Untersuchungen zum Problem der posttraumatischen Arthrosen im oberen Sprunggelenk. I. Die intraartikuläre Modellfraktur. Langenbecks Arch Chir 328: 258-271
- [76] Root ML, Orien WP, Weed JH (1977): Normal and abnormal function of the foot. Clinical biomechanics, Vol II. Clinical Biomechanics Publishers, Los Angeles, CA
- [77] Roux W (1912): Anpassungslehre, Histomechanik und Histochemie. Mit Bemerkungen über die Entwicklung und Formgestaltung der Gelenke. Virchows Arch Path Anat 209: 168-209
- [78] Salter RB, Field P (1960): The effects of continuous compression on living articular cartilage. J Bone Joint Surg 42-A: 31-49
- [79] Schleicher A, Tillmann B, Zilles K (1980): Quantitative analysis of x-ray images with a television image analyser. Microscopia Acta 83: 189-196
- [80] Schmidt HM (1981): Die Artikulationsflächen der menschlichen Sprunggelenke. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York
- [81] Seiler H (1986): Biomechanik des oberen Sprunggelenkes. Orthopäde 15: 415-422
- [82] Simkin PA, Graney DO, Fiechtner JJ (1980): Roman arches, human joints, and disease. Differences between convex and concave sides of joints. Arthritis Rheum 23: 1308-1311
- [83] Simkin PA, Herson TF, Downey DJ, Benedict RS, Choi HS (1991): Subchondral architecture in bones of the canine shoulder. J Anat 175: 213-227

-
- [84] Simon SR, Radin EL, Paul IL, Rose RM (1972): The response of joints to impact loading. II. In vivo behavior of subchondral bone. *J Biomech* 5: 267-272
- [85] Singh I (1978): The architecture of cancellous bone. *J Anat* 127: 305-310
- [86] Tillmann B (1971): Die Beanspruchung des menschlichen Ellbogengelenks. I. Funktionelle Morphologie der Gelenkflächen. *Z Anat Entw-gesch* 134: 328-342
- [87] Tillmann B (1978): Entwicklung und funktionelle Anatomie des Ellbogengelenkes. *Z Orthop* 116: 392-400
- [88] Wolff J (1892): Das Gesetz der Transformation der Knochen. Verlag A. Hirschwald, Berlin
- [89] Woods CG, Greenwald AS, Haynes DW (1970): Subchondral vascularity in the human femoral head. *Ann Rheum Dis* 29: 138-142
- [90] Wynarsky GT, Greenwald AS (1983): Mathematical model of the human ankle joint. *J Biomech* 16: 241-251
- [91] Zwipp H (1994): Chirurgie des Fußes. Springer Verlag Wien New York

8 Anhang

8.1 Abbildungen und Tabellen

Tabelle 8.1: Talusprofilquotient (aufsteigend sortiert)

Nummer	Geschlecht	Alter	Talusprofilquotient (a/b)		
			a _{Max} (mm)	b (mm)	Q
3	w	80	0,24	20,28	0,01
12	w	70	0,50	17,01	0,03
8	w	81	0,73	22,83	0,03
23	w	59	0,85	26,01	0,03
25	m	83	0,80	24,28	0,03
13	w	86	0,80	19,49	0,04
34	w	84	1,10	23,67	0,05
15	m	78	1,10	23,06	0,05
26	m	71	1,14	23,48	0,05
11	w	88	1,23	25,21	0,05
33	w	88	1,36	26,31	0,05
24	m	76	1,27	24,01	0,05
18	w	81	1,13	20,79	0,05
9	m	88	1,65	29,76	0,06
5	w	84	1,20	20,91	0,06
27	w	86	1,27	21,59	0,06
32	w	84	1,35	22,70	0,06
31	w	83	1,34	22,52	0,06
17	w	82	1,35	22,53	0,06
4	m	71	1,62	27,03	0,06
30	m	90	1,81	28,90	0,06
22	m	64	1,54	24,54	0,06
16	w	83	1,47	23,23	0,06
7	w	95	1,49	23,51	0,06
29	m	85	1,60	25,03	0,06
6	w	89	1,49	23,18	0,06
21	w	85	1,45	22,11	0,07
20	w	85	1,74	25,98	0,07
14	w	68	1,62	23,43	0,07
28	w	88	1,65	22,93	0,07
2	w	78	1,71	23,57	0,07
1	w	91	1,99	26,96	0,07
19	w	68	1,71	21,59	0,08
10	m	68	2,31	26,68	0,09

Tabelle 8.2: Stadienverteilung

Nr	Talus					Malleolengabel					TPQ
	ventral	dorsal	medial	zentral	lateral	ventral	dorsal	medial	zentral	lateral	
3	I	II	IV	I	II	I	I	II	0	0	0,01
25	II	II	0	I	0	I	0	0	0	0	0,03
8	II	II	0	III	0	III	0	I	0	0	0,03
12	II	II	IV	I	IV	I	I	I	I	I	0,03
23	II	II	0	0	0	II	III	0	0	0	0,03
13	II	II	III	II	II	I	0	0	0	0	0,04
11	I	II	II	0	I	I	III	II	0	II	0,05
15	III	II	I	I	I	III	I	I	I	I	0,05
18	III	II	III	0	I	II	0	I	0	0	0,05
24	I	II	0	0	0	I	II	0	0	0	0,05
26	II	II	0	0	III	II	II	II	I	II	0,05
33	II	III	0	0	II	I	III	II	0	II	0,05
34	II	II	III	I	I	II	III	0	0	I	0,05
4	II	II	0	0	0	I	II	0	I	0	0,06
5	II	II	IV	I	II	III	II	II	0	0	0,06
6	I	II	0	I	II	I	I	II	0	0	0,06
7	II	II	I	0	I	I	III	0	0	I	0,06
9	III	III	I	0	II	II	II	0	I	0	0,06
16	II	II	II	0	I	I	0	0	0	II	0,06
17	II	II	III	0	III	II	II	I	0	0	0,06
22	II	II	II	I	I	0	0	III	0	0	0,06
27	II	II	II	0	I	I	II	II	0	0	0,06
29	II	III	I	I	I	II	0	II	II	0	0,06
30	II	III	IV	II	I	IV	III	II	II	II	0,06
31	III	III	III	0	0	II	II	II	0	I	0,06
32	III	III	III	0	III	II	III	0	0	I	0,06
1	III	III	III	I	III	II	II	II	0	I	0,07
2	III	II	III	0	I	II	II	II	0	0	0,07
14	0	I	III	I	I	II	I	II	0	0	0,07
20	II	II	IV	0	I	II	0	III	0	I	0,07
21	IV	II	II	0	I	II	II	II	0	0	0,07
28	II	I	0	0	0	I	0	0	0	0	0,07
19	II	II	0	0	I	II	II	0	0	I	0,08
10	III	II	0	0	0	II	II	0	0	I	0,09

8.2 Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1.1: Anatomischer Frontalschnitt durch das OSG (aus Müller-Gerbl [53]) 1 Facies articularis inferior tibiae, 2 Malleolus medialis, 3 Malleolus lateralis, 4 Syndesmosis tibiofibularis, 5 sagittale, synoviale Falte, 6 Facies articularis superior tali, 7 Facies malleolaris, 8 Facies malleolaris lateralis..... 8
- Abbildung 1.2: Korrespondierende Gelenkflächen des OSG (aus Müller-Gerbl [53]) a rechte Malleolengabel von unten, b linker Talus von lateral, c linker Talus von oben, d linker Talus von medial, 1 Facies articularis malleoli lateralis, 2 Facies articularis inferior tibiae, 3 Facies articularis malleoli medialis, 4 Facies malleolaris lateralis, 5 Facies articularis superior tali, 6 Facies malleolaris medialis, 7 Collum tali, 8 Caput tali 9
- Abbildung 1.3: Frontalschnitt durch die Syndesmosis tibiofibularis (aus Müller-Gerbl [53]) 1 Tibia, 2 Malleolus medialis, 3 Malleolus lateralis, 4 Syndesmosis tibiofibularis, 5 sagittaler Recessus, 6 synoviale Falte 10
- Abbildung 1.4: Frontalschnitt durch Talus, a = Tiefe der Führungmulde, b = Querdurchmesser der Talusrolle 1 Fläche Talusrolle (TPQ: 0,01-0,04), 2 Tiefe Talusrolle (TPQ: 0,05-0,08); gezeichnet nach Müller-Gerbl [52] 11
- Abbildung 1.5: Darstellung der Trochlea tali als Teil eines Kegelstumpfes mit medial um 6° angeschrägter Schnittfläche; gezeichnet nach Inman [33], [91].. 12
- Abbildung 1.6: a Die mediale Talusfacette entspricht einer Kegelfläche, die laterale einer Schraubenfläche b Achsenverlauf des oberen Sprunggelenkes; [72], [76], [91] 13
- Abbildung 1.7: Kontaktflächen im Bereich des linken Talus bei verschiedenen Gelenkstellungen (gezeichnet nach Müller-Gerbl [53])..... 14

- Abbildung 1.8: Frontalansicht des oberen Sprunggelenkes (aus Wynarsky et al. [90]) a Partielle Kontaktflächen b Ausgedehnte Kontaktfläche bei stärkerer Krafteinwirkung 15
- Abbildung 1.9: Flächenhafte Knorpeldickenverteilung im OSG (Malleolengabel nach oben geklappt). Die Bereiche höchster Knorpeldicke (Max.) sind dunkelgrün, die Zonen minimalster Dicke (Min.) hellgrün (gezeichnet nach Müller-Gerbl [53]) 16
- Abbildung 1.10: Schematische Zeichnung des hyalinen Knorpels mit dem darunterliegenden subchondralen Knochen [52]..... 17
- Abbildung 3.1: Densitogramme: rechte Malleolengabel Ansichten von links nach rechts: Facies articularis malleoli lateralis, Facies articularis inferior tibiae, Facies articularis malleoli medialis 25
- Abbildung 3.2: Densitogramme: rechter Talus Facies malleolaris lateralis, Facies articularis superior tali, Facies malleolaris medialis 25
- Abbildung 3.3: Bezeichnung der Rasterflächen Beispiel: *links* rechter Talus; *rechts* rechte Malleolengabel 26
- Abbildung 3.4: Bestimmung des frontalen Talusprofilquotienten (TPQ) nach Riede et al.; a = Tiefe der Führungsmulde; b = Querdurchmesser der Talusrolle [73] 26
- Abbildung 3.5: Graphische Darstellung der Daten in Boxplots 27
- Abbildung 3.6: Einteilung der Facies articularis superior tali und der Facies articularis inferior tibiae 28
- Abbildung 4.1: Typ I: Bizentrisches Verteilungsmuster eines rechten oberen Sprunggelenkes Flächenhafte Verteilung der subchondralen Mineralisierung (Malleolengabel ist jeweils nach oben geklappt) Maximalbereiche schwarz umrandet..... 30
- Abbildung 4.2: Typ II: Monozentrisches Verteilungsmuster eines rechten oberen Sprunggelenkes Flächenhafte Verteilung der subchondralen

	Mineralisierung (Malleolengabel ist jeweils nach oben geklappt) Maximalbereiche schwarz umrandet.....	31
Abbildung 4.3:	Typ I: Bizentrisches Verteilungsmuster Linke Seite: Summationsbild von 15 rechten oberen Sprunggelenken Rechte Seite: Summationsbild von 12 linken oberen Sprunggelenken	32
Abbildung 4.4:	Typ II: Monozentrisches Verteilungsmuster Linke Seite: Summationsbild von 3 rechten oberen Sprunggelenken Rechte Seite: Summationsbild von 4 linken oberen Sprunggelenken	33
Abbildung 4.5:	Boxplot des TPQ in Abhängigkeit des Geschlechtes und gesamt.....	34
Abbildung 4.6:	Scallerplot von b gegen a	35
Abbildung 4.7:	Scallerplot von Alter gegen TPQ	36
Abbildung 4.8:	Arthroseverteilungskarten a Talusprofilquotient von 0,01 - 0,04 (6 Präparate) b Talusprofilquotient von 0,05 - 0,09 (28 Präparate) Stadium I, Stadium II, Stadium III, Stadium IV.....	37
Abbildung 5.1:	Faktoren, die die Druckverteilung der Gelenkfläche beeinflussen; gezeichnet nach Müller-Gerbl [52]	46
Abbildung 5.2:	Modell der Spannungsverteilung eines Kugelgelenkes Typ I: Kongruentes Gelenk (Situation beim älteren Menschen) Typ II: Inkongruentes Gelenk (Situation beim jüngeren Menschen) (aus Müller-Gerbl et al. [56], [57], [8]).....	47

8.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1:	Material: re = rechtes OSG, li = linkes OSG.....	22
Tabelle 3.1:	Stadien der Arthrose [29]	28
Tabelle 4.1:	Deskriptive Statistik für TPQ (n = Anzahl).....	34
Tabelle 4.2:	Arthrosevorkommen im medialen, lateralen und zentralen Bereich der Gelenkflächen.....	39
Tabelle 4.3:	Talusprofilquotient und CT-OAM	40
Tabelle 4.4:	Vergleich CT-OAM - Arthrosetadien – Talusprofilquotient.....	42
Tabelle 8.1:	Talusprofilquotient (aufsteigend sortiert).....	62
Tabelle 8.2:	Stadienverteilung.....	63

9 Danksagung

Mein größter Dank richtet sich an Frau Prof. Dr. M. Müller-Gerbl und an Herrn Prof. Dr. med. R. Putz, die diese Arbeit erst möglich gemacht haben. Besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr. med. M. Müller-Gerbl für ihre geduldige Anleitung im wissenschaftlichen Arbeiten und ihre liebevolle und motivierende Betreuung, ohne die diese Arbeit kein Ende gefunden hätte.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Frau Mayer, die stets ein offenes Ohr für mich hatte und mir unermüdlich bei der Literatursuche zur Seite stand. Frau Lippelt und den Mitarbeitern der Anatomischen Anstalt München danke ich für die Unterstützung bei der Auswertung der CT-OAM Bilder. Den Präparatoren danke ich für die Kooperation und Hilfe mit den Präparaten.

Mein Mann Gerhard stand mir von Anfang bis Ende immer mit Rat und Tat zur Seite und meinen Kindern Claudia und Felix bin ich für jede Minute dankbar, in der ich mich mit meiner Doktorarbeit beschäftigen konnte. Meinen Brüdern Jürgen und Christian danke ich für die konstruktive Kritik bei der formalen Gestaltung dieser Arbeit. Meine Freunde und meine Familie haben mich während dieser Arbeit, insbesondere in schwierigen Zeiten, ganz wesentlich motiviert und unterstützt.

Lebenslauf

	Angelika Weileder, geb. Gierl
03. Juli 1978	geboren in Eggenfelden, Landkreis Rottal-Inn
1984 – 1988	Grundschule in Roßbach
1988 – 1997	Karl-von-Closen Gymnasium in Eggenfelden
Juni 1997	Abitur
Sept. 1997 – April 1998	Krankenpflegerisches Praktikum auf der Intensivstation des Kreiskrankenhauses Eggenfelden
Mai 1998	Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München
März 2000	Ärztliche Vorprüfung
März 2001	1. Staatsexamen
06.04.2001	Eheschließung mit Gerhard Weileder
Seit Mai 2001	Promotionsarbeit an der Anatomischen Anstalt München, Vorstand Herr Prof. Dr. R. Putz, in der Arbeitsgruppe für Biomechanik bei Frau Prof. Dr. M. Müller-Gerbl
29.06.2001	Geburt von Tochter Claudia
März 2004	2. Staatsexamen
April 2004 – Feb. 2005	Praktisches Jahr
25.03.2005	Geburt von Sohn Felix
05.12.2006	3. Staatsexamen
Seit 01.03.2007	Assistenzärztin im Städtischen Klinikum Bogenhausen Abteilung für Physikalische und Rehabilitative Medizin