

Aus dem Anatomischen Institut der Universität Basel

Vorstand: Prof. Dr. Rolf Zeller

Arbeit unter der Leitung von Prof. Dr. med. Magdalena Müller-Gerbl

Betreuung: Dr. med. Dipl.-Ing. (FH) A. M. Nowakowski

**Zur subartikulären Knochenarchitektur
der humanen Trochlea tali – Eine
mikrocomputertomographische Analyse**

Inauguraldissertation

**zur Erlangung der Doktorwürde der gesamten Heilkunde
vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Universität Basel**

von

Silvan Zander aus Zürich

Von der Medizinischen Fakultät der Universität Basel
genehmigt auf Antrag von: Prof. Dr. med. M. Müller-Gerbl

Korreferent: Prof. Dr. med. Dr. phil. V. Valderrabano

Tag der Promotion: 16. September 2011

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	4
1.1	Allgemeine Einleitung.....	4
1.2	Spezielle Einleitung.....	6
1.2.1	Anatomie des Sprunggelenkes.....	6
1.2.2	Statik und Kinematik des oberen Sprunggelenks.....	8
1.2.3	Subchondrale und subartikuläre Mineralisierung der Gelenkfläche.....	10
1.2.4	Die Mikrocomputertomographie.....	13
1.3	Fragestellungen.....	22
2	Material und Methoden.....	23
2.1	Horizontale und vertikale Analyse.....	30
2.2	Darstellung der Ergebnisse.....	33
3	Ergebnisse.....	37
3.1	Numerische Parameter.....	37
3.1.1	Bone volume / Tissue volume (BV/TV).....	37
3.1.2	Trabecular Number (Tb.N).....	41
3.1.3	Trabecular Thickness (Tb.Th).....	44
3.1.4	Trabecular Separation (Tb.Sp).....	48
3.2	Strukturelle Parameter.....	51
3.2.1	Structure Model Index (SMI).....	51
3.2.2	Degree of anisotropy (DA).....	54
3.3	Korrelation der heterogen verteilten Parameter.....	56
3.4	Interindividuelle Unterschiede.....	57
4	Diskussion.....	59
4.1	Material und Methodik.....	59
4.1.1	Mikro-CT.....	59

4.1.2	Graphische Darstellung der Ergebnisse	60
4.2	Ergebnisse	61
4.2.1	Regional unterschiedliche Knochenarchitektur und strukturelle Muster ...	61
4.2.2	Veränderung der Knochenstruktur bei zunehmender Gewebetiefe	63
4.2.3	Qualitative und quantitative Aussagen zum subartikulären Knochen	64
4.2.4	Überlegungen zum Zusammenhang von Form und Funktion.....	66
5	Zusammenfassung	69
6	Literatur	72
7	Anhang	77
7.1	Absolute Messwerte	77
7.1.1	Numerische Parameter.....	77
7.1.2	Strukturelle Parameter.....	78
7.2	Kartographische Darstellungen	78
7.2.1	Kartographische Darstellungen der „vertikalen“ Mittelwerte	79
7.2.2	Kartographische Darstellungen der „horizontalen“ Mittelwerte	84

1 Einleitung

1.1 Allgemeine Einleitung

Das Sprungbein (Talus) ist der distale Teil des oberen Sprunggelenkes (OSG) und der höchstgelegene Knochen des Fuss skeletts. Das OSG (Articulatio talocruralis) muss im Rahmen der Gesamtkonstruktion des Fusses sowohl statischen als auch dynamischen Erfordernissen gerecht werden [1]. Es ist eines der meistbelasteten Gelenke des menschlichen Körpers und überträgt beinahe 100 Prozent des Körpergewichtes; diese Last erhöht sich auf das Zwei- bis Dreifache etwa während raschen Gehens [2]. Nach Procter und Paul [3] werden während des Gangzyklus gar Spitzenwerte bis zum Fünffachen des Körpergewichts erreicht.

Die grosse Bedeutsamkeit des Talus und im Speziellen dessen Gelenkrolle (Trochlea tali) für die Biomechanik des OSG ist bekannt. Form und Oberfläche des Talus sowie die Kinematik des oberen Sprunggelenks sind Gegenstand zahlreicher Studien. Der knöcherne Aufbau des Talus und die Feinarchitektur seiner Spongiosa wurden im Gegensatz zu seiner äusseren Form bislang weit weniger häufig analysiert. Singh [4] analysierte die Spongiosa im Talus histologisch mittels Lichtmikroskop an Schnitten und klassifizierte 3 Typen spongiösen Knochens. Pal und Routal [5] wie auch Ebraheim et al. [6] untersuchten die interne, trabekuläre Architektur des Talus radiologisch durch Auswertung horizontaler, longitudinaler und koronarer Längsschnitte. Wie diese Autoren beschrieben auch Athavale et al. [7] eine unterschiedliche Verteilung spongiöser Knochen trabekel mit verschiedener Verlaufsrichtung in bestimmten Regionen des Talus, ebenfalls anhand dreidimensionaler Serienschnitte. Diese Autoren gingen vor allem der Frage nach, wie die auf den Talus einwirkenden Kräfte innerhalb des Knochens verteilt werden und sich die Verlaufsrichtung trabekulärer Strukturen damit erklären liesse. Sie betonten, dass es zu den fundamentalen biologischen Gesetzmässigkeiten gehöre, wenn Gewebestrukturen sich biomechanischen Belastungen funktionell anpassen. Der Talus beispielsweise agiert als Verteiler axialer Kräfte von der unteren Extremität auf den Fuss [8].

Engelke et al. [9] streichen heraus, dass die Bruchfestigkeit des Knochens nicht nur von der Masse des mineralisierten Materials abhängt, sondern auch von seiner Verteilung in feinen Verstrebungen, dem Trabekelnetzwerk – dies in Analogie zu

technischen Konstrukten: Beispiele etwa aus Flugzeug- oder Brückenbau belegen, wie Masse minimiert werden kann ohne Beeinträchtigung der Funktion. Solange nur die „Knochendichte“ untersucht werde, sei dies bestenfalls ein Surrogat der vorhandenen Architektur.

Die Histomorphometrie von Dünnschnitten des Knochens ist eine seit langem etablierte Methode zur Untersuchung von trabekulärem Knochen. Die Nachteile dieser Verfahren liegen neben der aufwändigen Probenpräparation vor allem darin, dass die in zweidimensionalen Schnittbildern erhobenen Befunde, in die dritte Dimension extrapoliert werden. Dafür müssen Modellannahmen getroffen werden über die zugrundeliegende Architektur, die im Allgemeinen nicht - oder nur bedingt - erfüllt sind. Topologische Parameter wie etwa die Vernetzung knöcherner Architektur lassen sich aus zweidimensionalen Messungen nicht ermitteln [9].

Neben der mikroskopischen Histomorphometrie einerseits und der makroskopischen Osteodensitometrie andererseits hat sich in den letzten Jahren als neue Methode die Mikro-Computertomographie (Mikro-CT) etabliert als ein Verfahren zur dreidimensionalen (3D-) Darstellung feiner Knochenstrukturen. Im Unterschied zu anderen bildgebenden Verfahren ist es dem Mikro-CT vorbehalten, dreidimensionale Strukturen im *Mikrometerbereich* darzustellen. Neben der qualitativen Beschreibung visualisierbarer bildlicher Darstellungen kann zusätzlich anhand verschiedener numerischer und struktureller Parameter eine quantitative Analyse unterschiedlicher Knochenareale erfolgen, etwa bezüglich der Dichte und Verteilung mineralisierter Anteile spongiösen Knochens. Untersuchungen mittels Mikro-CT am menschlichen Talus sind bislang keine bekannt.

Die mechanische Beanspruchung der Komponenten eines Gelenkes haben morphologische Anpassungen der verschiedenen beteiligten Gewebe zur Folge, so auch an der druckbelasteten Talusrolle, wie in verschiedenen Studien von Müller-Gerbl et al. [1, 10, 11] gezeigt wurde. Sowohl die gemessene Knorpeldicke artikulärer Gleitflächen, wie auch die subchondrale Mineralisierung unterhalb der Gelenkoberfläche der Talusrolle zeigten topographisch unterschiedliche Verteilungen von Maximalwerten. Areale grösserer Knorpeldicke und höherer Mineralisierung sind dabei häufig deckungsgleich. Dazu passend wurde gezeigt, dass diese Trochleaareale auch grösserer mechanischer Beanspruchung des OSG entsprechen. Derartige Gewebeeigenschaften werden daher als funktionelle

Anpassungen gedeutet [10, 12]. In den erwähnten Studien von Pal und Routal [5], Ebraheim et al. [6] oder Athavale et al. [7] finden sich Hinweise, dass die subartikuläre Knochenarchitektur der Talusrolle gleichfalls als Anpassung an die mechanische Beanspruchung gedeutet werden könnte.

In der hier vorliegenden Arbeit sollen Knochenareale in der Trochlea tali anhand einer Mikro-CT Untersuchung dargestellt und qualitativ wie quantitativ beschrieben werden. Mittels einer standardisierten Unterteilung der kompletten Gelenkoberfläche der Trochlea tali soll die subartikuläre Spongiosa analysiert werden.

1.2 Spezielle Einleitung

1.2.1 Anatomie des Sprunggelenkes

Der proximale Gelenkkörper des *oberen Sprunggelenkes* (OSG) wird von der Malleolengabel - bestehend aus den distalen Knochenenden von Tibia und Fibula - gebildet. Die beiden Unterschenkelknochen sind durch tibiofibuläre Bänder und durch eine Syndesmose relativ fest miteinander verbunden. Es resultiert so eine "federnde Festigkeit der Malleolengabel" [1]. Diese bildet die konkave Fläche des OSG, der Talus dagegen den konvexen Antagonisten, wobei die Gelenkflächen nicht formkongruent sind [1, 13]. Die proximale Gelenkfläche des Talus besteht aus der Facies articularis superior tali (siehe Abb 1.2-1) mit dem weitaus grössten Flächenanteil sowie den medial und lateral abfallenden Facies malleolares. Kaudal und ventral sind es die Gelenkflächen, die mit benachbarten Fussknochen (Calcaneus und Os naviculare) das *untere Sprunggelenk* (USG) bilden.

Die anatomische Gestalt des Talus lässt auf seine funktionellen Eigenschaften schliessen: als höchstgelegener Knochen des Fuss skeletts obliegt es ihm, im Stehen und Gehen durch das Körpergewicht einwirkende Kräfte auf das Fussgewölbe zu übertragen. Das OSG gehört damit zu den mechanisch meistbelasteten menschlichen Gelenken.

Die Trochlea tali lässt sich als konvexe Sprungbeinrolle beschreiben und ist funktionell darstellbar als ein "modifizierter Drehkörper" [14]. Sie weist in ihrem medialen Drittel eine flache, sagittal ausgerichtete Rinne auf. Dieser entspricht an der

antagonistischen Konkavität der tibialen Gelenkfläche eine ebenfalls sagittal verlaufende, prominente Führungsleiste [1].

Riede et al. [15, 16] quantifizierten diese Rinnenbildung auf der Trochlea tali mit Hilfe eines Talusprofilquotienten (TPQ): ein Wert von ca. 0.1 entspricht dabei einer eher tiefen Rinne beim Jugendlichen, während eine zunehmend sich abflachende Gelenkfläche beim älteren Menschen einem Quotienten von 0.01 nahekommt.

Bei der anatomischen Beschreibung der Gelenkkomponenten lassen sich morphologische Parameter beschreiben wie etwa Dicke und Verteilung der Knorpelschichten, Verteilung und Ausmass der Mineralisation des subchondralen Knochens, subartikuläre Spongiosa und mechanische Eigenschaften: diese Parameter deutet und beschreibt Müller-Gerbl [1] als "biologisches Korrelat der Langzeitbeanspruchung" des Knochens (*loading history*); darauf aufbauend lassen sich Aussagen über die individuelle mechanische Beanspruchung eines Gelenkes machen.

Die bikonvexe Form des Talus wird durch seine grossen Gleitflächenanteile bestimmt: etwa drei Fünftel der Talusoberfläche besteht aus knorpelüberzogener Gelenkfläche. Müller-Gerbl [1] betont, dass OSG und USG eine funktionelle Einheit darstellen, aufgrund ihres Bandapparates und der über beide Gelenke hinwegziehenden Muskelsehnen. Beide Gelenke wirken zusammen im Sinne eines Kardangelenkes.

Als reiner Lastüberträger hat der Talus keine Muskelansätze und ist als zwischengeschalteter Knochen zu betrachten.



Abb 1.2-1: Anatomischer Frontalschnitt durch das OSG (aus MÜLLER-GERBL [1]) 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

1.2.2 Statik und Kinematik des oberen Sprunggelenks

Die Gelenkflächen des OSG werden durch den vertikalen Lastvektor vor allem axial auf Druck beansprucht [1]. Zu dieser Druckbeanspruchung kommt eine Biegebeanspruchung hinzu, welche durch Zugkräfte seitens der kollateralen Bänder verursacht wird [17]. Zudem haben Close [18] und früher schon Fick [19] beschrieben, wie sich die intermalleolare Distanz insbesondere bei Dorsalflexion des Fusses vergrößert. Calhoun et al. [2] stellen dar, wie unter Belastung in Dorsalflexion die medialen und lateralen Kontaktfacetten (auf den Facies malleolares) den grössten Kontakt aufweisen. Auch dies trägt zur genannten Biegebeanspruchung bei.

Aufgrund der physiologischen Inkongruenz [20] stehen jeweils nur Teile der antagonistischen talocruralen Gelenkflächen für die Kraftaufnahme zur Verfügung [1]; dabei ist die Druckverteilung im Gelenk von der jeweiligen Fussstellung abhängig. Der Ablauf eines Schrittes während des Fussabrollens vom Fersenkontakt beim Auftritt bis zur Abstossbewegung der Zehen ist als Sagittalflexion von der

Dorsalflexion über eine Neutralstellung bis zur Plantarflexion zu beschreiben. Dabei wandert die aktuelle Kontaktfläche vom ventralen Drittel der Trochlea über deren Zentrum ins dorsale Viertel. Calhoun et al. [2] haben gezeigt, wie die Grösse dieses Flächenanteils dabei abnimmt (siehe Abb 4.2-4). Die progressive Abnahme der totalen Kontaktfläche entspricht einer Zunahme der Druckbeanspruchung pro Flächeneinheit – bei gleichbleibender Kraft – bei dieser Bewegung von der Dorsalflexion in die Plantarflexion. Es kommt hinzu, dass mehrheitlich die Trochlea in ihrem ventralen Anteil breiter ist als dorsal, wobei sich die Gelenkfläche hauptsächlich dorsolateral verschmälert.

Wie bereits erwähnt, beschreiben Close [18] und Calhoun et al. [2], wie die Malleolengabel in Dorsalflexion lateral aufgebogen wird und gleichzeitig die medialen und lateralen Gelenkfacetten des Talus in den engsten Kontakt mit der konkaven Malleolengabel kommen: Calhoun et al. [2] nehmen an, dass diese vergrösserte Gelenkflächenkongruenz (bei gleichzeitiger Spannungszunahme der seitlichen Bänder) einer grösseren Gelenkstabilität in Dorsalflexion entspricht. Die Befunde von Smith und Reischl [21] sowie Stormont et al. [22], konnten zeigen, dass das OSG in Dorsalflexionsstellung selbst dann stabil war, wenn die Ligamente durchtrennt wurden. Ebenso haben Ting et al. [23] nachgewiesen, wie die artikuläre Kontaktfläche in Dorsalflexion zunimmt.

Bei experimenteller Verdoppelung der axial vertikalen Druckkräfte haben Calhoun et al. [2] eine deutliche Zunahme der Kontaktflächengrösse in Neutralstellung – vor allem im Zentrum der Trochlea wie auch im Bereich der medialen Gelenkfacette – nachweisen können. Dabei mag auch die besprochene seitliche Aufdehnung der Malleolengabel [18] und deren “federnde Festigkeit” [1] ihren Beitrag leisten. Schon Fick [19] hat im Jahre 1911 bei seiner Beschreibung der Trochleabewegung von der Neutralstellung in die Dorsalflexion hierauf hingewiesen. Zusätzlich wird in der Dorsalflexion, während der Aufdehnung der Syndesmosis tibiofibularis, die mediale Rollenkante der Trochlea tali durch die Partes tibiotalares des Ligamentum deltoideum fest in die mediale Pfannennut hineingezogen [24].

Reimann et al. [14] interpretieren die Sprungbeinrolle als einen Zylinder, dem medial ein flacher Kegel aufgesetzt ist. Sie beschreiben ebenfalls, wie bei der Fussbewegung von der Neutralstellung in die Dorsalflexion eine elastische Aufdehnung der Syndesmosis tibiofibularis resultiert: bewirkt werde dies durch die

schraubenförmige laterale Taluswange, während gleichzeitig dabei der Talus durch die Tibia geführt wird. Auf dem gegenläufigen Weg in die Plantarflexion übernehme hingegen in zunehmendem Mass die Fibula die Führung des Talus, insbesondere durch das während dieser Bewegungsphase sich anspannende Ligamentum talofibulare anterius.

1.2.3 Subchondrale und subartikuläre Mineralisierung der Gelenkfläche

Darstellung 1.2-2 zeigt schematisch den histologischen Aufbau am Übergang vom Gelenkknorpel zum subartikulären Knochengewebe. Die *subchondrale Mineralisierung* wird in der subchondralen Lamelle bestimmt, die sich zusammensetzt aus kalzifiziertem Knorpel und dem subchondralen Knochen (siehe Abb 1.2-2). Die Bezeichnung *subartikulär* hingegen bezieht sich auf den spongiösen Knochen unterhalb der subchondralen Mineralisierungszone (siehe Abb 1.2-2).

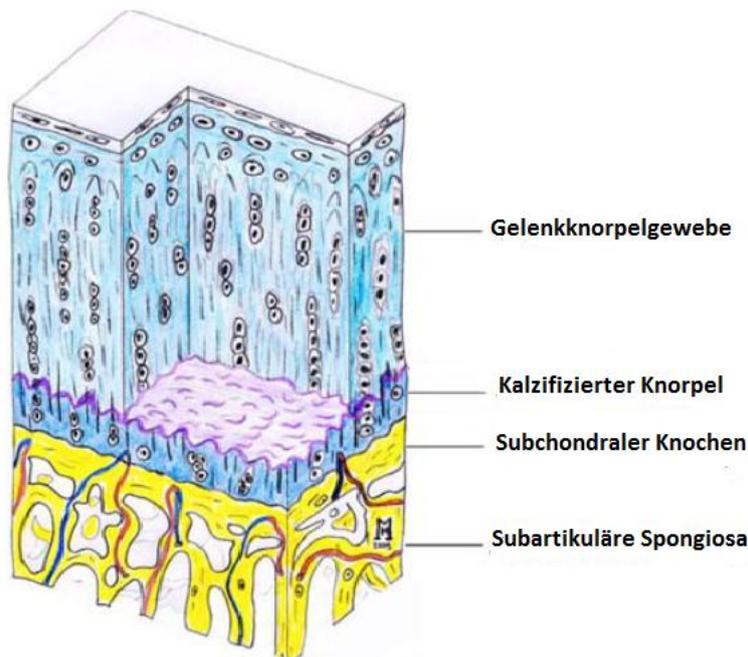


Abb 1.2-2: Schematische Zeichnung der verschiedenen Schichten des Gelenkknorpels, der subchondralen Lamelle und der subartikulären Spongiosa (aus MADRY et al. [25]).

Müller-Gerbl [10] hat an verschiedenen Gelenken gezeigt, dass das Ausmass der Mineralisation und ihre Verteilung im subchondralen Gewebe nicht homogen ist. So findet man Areale, die höher mineralisiert sind, und kann ebenso zeigen, dass diese

Zonen einer stärkeren mechanischen Beanspruchung entsprechen. Anhand von Densitogrammen (Verteilungsmuster subchondraler Mineralisierung) wird die Lastverteilung auf die Gelenkoberfläche über ausgedehnte Zeitabschnitte abgelesen („*loading history*“ [1]), da das Muster der subchondralen Mineralisierung als biomechanisches Äquivalent von Langzeitbelastungen eines Gelenkes zu interpretieren ist.

Die Kenntnis der subchondralen Mineralisation erlaubt nach Müller-Gerbl [10] Aussagen über:

- das Ausmass der mechanischen Belastung und Lastverteilung im Gelenk
- altersbedingte Veränderungen der Gelenkfunktion
- postchirurgisch veränderte biomechanische Verhältnisse
- Hinweise auf Knochenareale und Knochenqualität, die sich für die Verankerung von Gelenkprothesen eignen.

Sie weisen darauf hin, dass die Implantation einer totalen Fussgelenkprothese zu einem herausfordernden Eingriff der orthopädischen Chirurgie gehört. Die häufigsten Komplikationen ergäben sich dabei aus Lockerungen der Prothese aufgrund mangelhafter Verankerung in den beteiligten Knochen.

Mehrere Autoren beschreiben die Lockerung von Endoprothesen des Sprunggelenkes als häufigste Komplikation [26-28]. Als Hauptproblem für den Ersatz des talocruralen Gelenkes benennen Mühlhofer et al. [29] ein Defizit an zur Verankerung geeignetem Knochen in der distalen Tibia. Müller-Gerbl [1] weist darauf hin, dass der tibiale Knochen durchschnittlich ca. 40 % weniger Festigkeit aufweist als der talare Knochen [30, 31]. Sowohl im Talus wie auch in der Malleolengabel findet sich eine Zone höchster mechanischer Festigkeit im ventrolateralen Bereich, die dann nach medial hin allmählich abnimmt [1].

Müller-Gerbl [10, 32] beschreibt, analog zur Verteilung der Gelenkknorpeldicke, auch für die Verteilung der subchondralen Mineralisierung regelmässige Muster. Am Talus findet sich am häufigsten ein bizentrisches Muster Typ 1 (siehe Abb 1.2-3) mit Maxima im Bereich der medialen und lateralen Trochlea tali, besonders in deren ventralen Anteil. Ein zumeist höher mineralisiertes mediales Maximum erstreckt sich bis auf die mediale Rollkante und auf die Facies malleolaris medialis. Beim monometrischen Typ 2 (siehe Abb 1.2-4) finden sich die höchsten Dichtestufen

entlang der medialen Rollkante – unter Einbezug der nach medial extendierten Gelenkfläche – und sich ausbreitend auf das ventromediale Drittel der Trochlea. Zusätzlich wird noch einen Typ 3 beschrieben, ebenfalls monozentrisch, wobei sich ein Maximum im zentralen Teil der Trochlea findet.

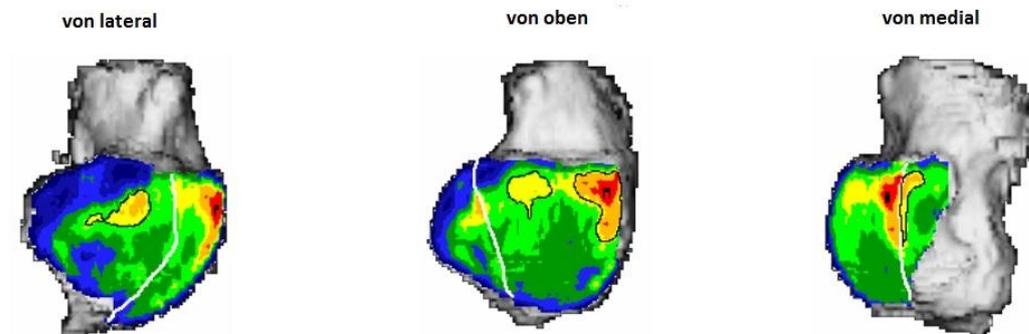


Abb 1.2-3: CT-OAM Darstellung der subchondralen Mineralisierung: Bizenrisches Verteilungsmuster (Typ I) eines Talus. Flächenhafte Verteilung der subchondralen Mineralisierung (aus WEILEDER [20])

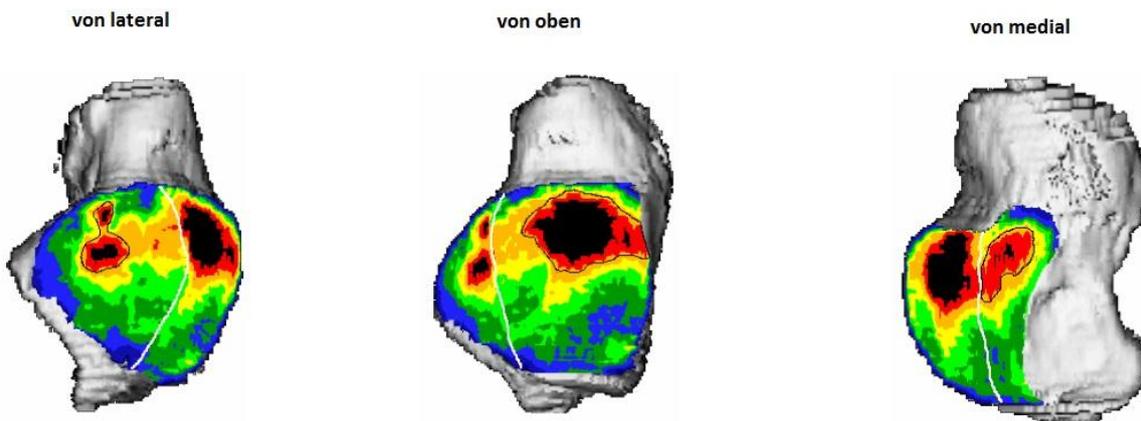


Abb 1.2-4: CT-OAM Darstellung der subchondralen Mineralisierung: Monozentrisches Verteilungsmuster (Typ II) eines Talus. Flächenhafte Verteilung der subchondralen Mineralisierung (aus WEILEDER [20])

Ein bestimmter Mineralisierungstyp scheint mit dem o.a. Talusprofilquotienten zu korrelieren: bei tiefer Trochleaführungsrinne liegt in der Regel ein bizenrisches Muster vor, während deren Abflachung eher mit einem monozentrischen Muster vergesellschaftet ist [1].

Mühlhofer et al. [29] konnten mit Indentationstests (womit die Festigkeit des Knochens getestet wird) zeigen, dass eine gute Korrelation besteht zwischen mechanischer Festigkeit des Knochens und seiner Mineralisationsdichte. Gleichzeitig sei dabei die Beanspruchungsverteilung über längere Zeitperioden ablesbar und die Mineralisation des subchondralen Knochens als ein morphologisches Korrelat einer Langzeitbelastung artikulärer Flächen zu betrachten. Die Knochenqualität visualisierten sie mittels CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM): ein grosser Vorteil dieser nicht-invasiven Technik liegt darin, dass damit in vitro ebenso wie in vivo eine dreidimensionale Beurteilung der Knochenarchitektur möglich wird.

1.2.4 Die Mikrocomputertomographie

Erste Mikro-CT Geräte wurden in den frühen 1980er Jahren durch Jim Elliott entwickelt [33, 34]. Ursprünglich wurden diese Geräte für die Industrie angeboten, um kleine Schadstellen in keramischen Materialien aufzudecken. Um strukturelle Parameter wie Konnektivität und Anisotropie in Knochengewebe zu erfassen, beschrieben Feldkamp et al. [35] eine neue Methode zur direkten dreidimensionalen Darstellung der Knochenstruktur (siehe Mikro-CT Aufnahmen aus einem ventralen Viertel des Talus H in Abb. 1.2-5). Die Autoren verwendeten erstmals eine Feinfokusröntgenröhre mit 60 kV Beschleunigungsspannung, die einen Kegelstrahl mit einer Fokusgrösse von ca. 5 μm erzeugte. Feldkamp et al. bestimmten damit erstmals die Konnektivität des menschlichen trabekulären Knochens. Mit zweidimensionalen Methoden waren diese Parameter bis dahin nicht adäquat zu erfassen oder quantitativ bestimmbar.

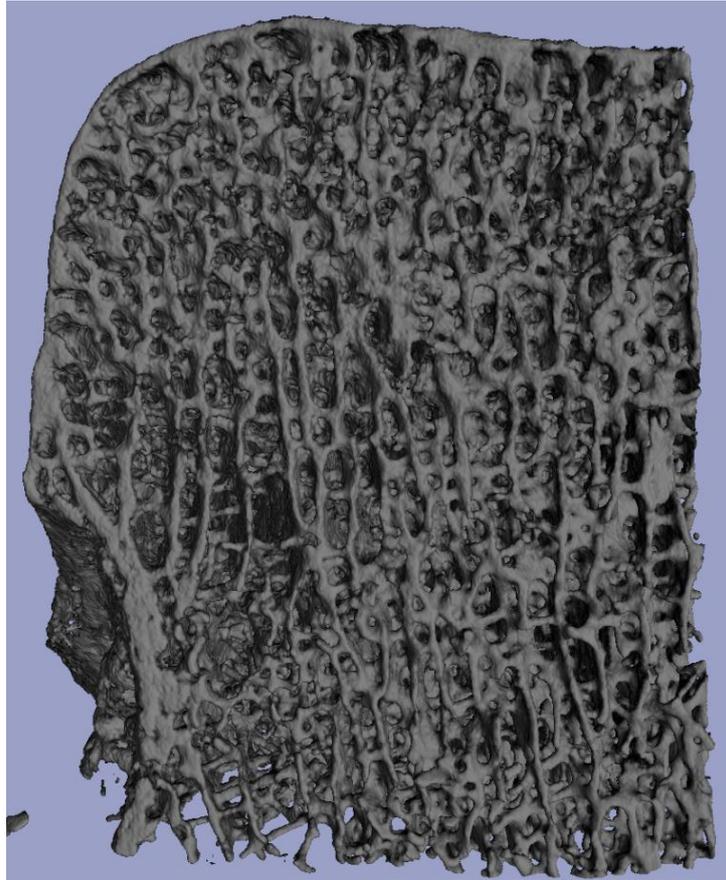


Abb 1.2-5: Rekonstruktion einer Mikro-CT Aufnahme von trabekulärem Knochen aus Talus H, ventromediales Viertel von lateral

Die Einführung der quantitativen Bestimmung von Strukturparametern des trabekulären Knochens [35-37] ermöglichte eine objektive Analyse der dreidimensionalen Darstellung der Mikroarchitektur des menschlichen Knochens. Spätere Arbeiten [9, 38-41] konnten aufzeigen, wie sich der Feinaufbau des trabekulären Knochens in verschiedenen Regionen unterscheidet.

Engelke et al. [9] benennen als aktuelle Zielsetzung von Mikro-CT Untersuchungen:

1. Die Suche und Optimierung von Parametern zur Charakterisierung der dreidimensionalen Trabekelstruktur
2. Die Anwendung von Finite-Elemente Methoden zur Bestimmung der biomechanischen Wertigkeit stereologischer Parameter
3. Den Einsatz bei in-vivo Verlaufskontrollen kleiner Labortiere
4. Die Validierung von Analysemethoden für hochauflösende in-vivo Verfahren zur Osteoporosedagnostik

5. Die dreidimensionale Quantifizierung von Modeling- und Remodelingprozessen des Knochens.

Sie weisen auch auf die Schwierigkeit hin, die klinische und biomechanische Relevanz einzelner Parameter zu bewerten. Als Beispiel nennen sie die Konnektivität (Abb 1.2-7 E), die als ein Mass für die Vernetzung des trabekulären Geflechtes dient. Sie beschreibt die maximale Anzahl bestehender Verbindungen in diesem Flechtwerk. Kinney und Ladd [42] haben gezeigt, dass bei plattenähnlichen Strukturen eine Erhöhung der Konnektivität mit einer Verminderung der Festigkeit verbunden sein kann.

Mikro-CT Scanner unterscheiden sich von CT-Scannern, die im klinischen Alltag eingesetzt werden. Der Hauptunterschied liegt in der Ortsauflösung der Bilddaten. Während moderne Dual Source CT-Geräte eine Ortsauflösung von maximal ca. 0.33mm (SOMATROM Definition, Siemens, Deutschland) erreichen, können mit der Mikrocomputertomographie Aufnahmen mit Auflösungen im Mikrometer-Bereich gemacht werden. Diese Erhöhung der Ortsauflösung bedingt wesentliche technische Anpassungen (siehe Tab 1.2-1). So können beispielsweise in Mikro-CT Geräten keine konventionellen Röntgenröhren verwendet werden, sondern entweder Synchrotronstrahlungsquellen (elektromagnetische Wellen, die tangential zur Bewegungsrichtung von Elektronen austreten, wenn diese durch ein Magnetfeld abgelenkt werden) oder optimierte Fein- und Mikrofokusröntgenröhren mit Transmissions- oder Reflektionsanoden. Die Wahl der Röntgenquelle legt die Geometrie des Mikro-CT-Scanners fest: Parallelstrahlgeometrie für Synchrotronstrahlung oder Fächer- bzw. Kegelstrahlgeometrie für Fein- und Mikrofokusröntgenröhren.

Die maximal erreichbare Auflösung im Falle der Parallelstrahlgeometrie ist abhängig von der Auflösung des Detektors, wohingegen bei der Fächer- und Kegelstrahlgeometrie die Fokusgrösse die entscheidende Variable darstellt. Zusätzlich ist die Anzahl der Röntgenquanten von entscheidender Bedeutung. So gilt für monochromatische Strahlung zum Beispiel: soll die Auflösung bei derselben Probe und bei gleichem Bildkontrast und Bildrauschen isotrop um den Faktor 10 erhöht werden, bedingt das eine um den Faktor 10'000 höhere Quantenzahl [9]. Da eine Verkleinerung des Fokus mit einer Verminderung der Quantenzahl einhergeht, hat dies zu einem Übergang von der Fächer- zur Kegelstrahlgeometrie geführt.

Neben der besseren Nutzung der Röntgenquanten reduziert die Kegelstrahlgeometrie aber auch die Messzeit gegenüber der Fächerstrahlgeometrie, da sie gleichzeitig alle Schichten eines zu rekonstruierenden Volumens erfasst. Die Kegelstrahlgeometrie ist jedoch technisch aufwändiger: statt eines Zeilen- wird ein Flächendetektor benötigt, und der Rekonstruktionsalgorithmus ist wesentlich komplizierter.

Für mikrocomputertomographische Untersuchungen mit extrem hoher Auflösung oder für In-vivo-Untersuchungen mit begrenzter Scandauer wird Synchrotronstrahlung eingesetzt. Sie bietet im Röntgenbereich ein kontinuierliches Spektrum, aus dem ein monochromatischer Strahl herausgefiltert wird. Die Intensität (Anzahl der zur Verfügung stehenden Röntgenquanten) dieses monochromatischen Strahles ist um Größenordnungen höher als diejenige konventioneller Röntgenröhren [43]. Die Nachteile sind die Ortsgebundenheit eines Grossgerätes, die begrenzte Verfügbarkeit der Elektronenspeicherringe, mit denen die Synchrotronstrahlung erzeugt wird, und der vergleichsweise relativ hohe experimentelle Aufwand.

Nach Engelke et al. [9] liegt ein Nachteil der Mikro-CT Technologie in der Begrenzung des Messfeldes auf relativ kleine Volumina. In Abhängigkeit von der Auflösung reichen diese von einigen mm^3 bis zu wenigen cm^3 . Die Beschränkung auf kleine Proben hat auch mit der Grösse der erzeugten Datensätze zu tun. Eine Erhöhung der Anzahl Bildpunkte ist von einem exponentiell wachsenden Datenvolumen begleitet. Neben der Speicherung ist auch die Visualisierung so grosser Datenvolumina ein Problem. Als Faustregel geben sie an, bei einer Auflösung von beispielsweise $10\ \mu\text{m}$ ist die Objektgrösse auf $10\ \text{mm}$ begrenzt.

	Ganzkörper-Spiral-CT	μCT
Geometrie	Fächerstrahl Detektor und Röhre rotieren	Parallelstrahl oder Fächer- bzw. Kegelstrahl Objekt rotiert
Maximale Ortsauflösung In der Schicht Schichtdicke	0,30-1,0mm 0,50-2,0mm	1-50μm 1-50μm (Synchrotronstrahlung bis 1μm)
Röhre	Hochleistungs-CT-Röhre	Synchrotronstrahlungsquelle Fein- oder Mikrofocusröhre
Strom	10-500mA	40-100μA
Spannung	80-140kV	10-150kV
Fokusgröße	0,7-1,5mm	5-30μm
Detektor	Zeilendetektor	Zeilen- oder Flächendetektor
Objektdurchmesser	5-50cm	< 5cm (Spezialgeräte bis 8 cm)
Matrixgröße	512	512-1024
Volumenscanzeit	20-40s (Thorax)	Minuten bis Stunden

Tab 1.2-1: Typische Merkmale von Mikro-CT-Scannern (μ-CT) im Vergleich zu klinischen Spiral-CT-Scannern (aus NÄGELE [44])

Mikrostrukturelle Parameter

Für eine quantifizierende Darstellung der Mikrostruktur trabekulären Knochens werden verschiedene Strukturparameter an Hand der Bilddaten berechnet. Die Definition von Parametern zur Charakterisierung der dreidimensionalen Trabekelstruktur ist dabei unabhängig von der Postulierung eines zugrundeliegenden Strukturmodells [9].

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden die folgenden mikrostrukturellen Parameter untersucht:

1. *Bone Volume Fraction (BV/TV)*: beschreibt das Verhältnis von mineralisierten Gewebsanteilen (Bone volume, BV) zum gesamten Gewebvolumen (Tissue volume,

TV) innerhalb einer gemessenen Knochenprobe. Voraussetzung für die Bestimmung ist, dass das gesamte gemessene Volumen innerhalb der Probe liegt. Hohe Werte von BV/TV können mit verschiedenen anderen Parametern korrelieren, z.B. Zunahme von trabekulärer Dicke (Tb.Th) oder Anzahl (Tb.N) oder eine Abnahme des Structure model index (SMI). Die Einheit für BV/TV ist %.

2. *Mean Trabecular Thickness (Tb.Th)*: Wert für die mittlere trabekuläre Dicke (siehe Abb 1.2-7 B). Bis zur Einführung der Mikro-Computertomographie konnte dieser Wert, wie der Wert Tb.Sp (trabekuläre Separation) auch, nur histomorphometrisch indirekt über Gleichungen bestimmt werden [45]. Voraussetzung für die Ableitung war dabei allerdings die Annahme eines fixen Strukturmodells, wodurch, je nach Modellannahme, gleiche Messungen zu unterschiedlichen Messwerten führen können.

Studien von Kinney et al. [46] oder Day et al. [47] zeigten, dass Messungen unter Annahme von reinen Platten- oder reinen Stabmodellen nicht vergleichbar sind, weil sich durch das Knochenremodeling die Knochenstruktur radikal von einer Plattenstruktur zu einer Stabstruktur verändern kann. Von einer Arbeitsgruppe der ETH Zürich um Hildebrand und Rüegsegger wurde 1997 eine neue Methode zur direkten, modellunabhängigen Bestimmung von Trabekeldicke und Trabekelabstand vorgestellt [48]. Diese Methode quantifiziert den Wert für trabekuläre Dicke nach dem Durchmesser des grösstmöglichen Kreises um einen bestimmten Punkt, welcher komplett innerhalb des Knochens zu liegen kommt. Diese Methode ist modellunabhängig und erübrigt die Annahme eines bestimmten Strukturtyps. Auch Änderungen des Trabekeldurchmessers können quantifiziert werden. Tb.Th stellt den Durchschnitt der lokalen Trabekeldicken im spongiösen Knochen dar. Die Einheit für Tb.Th ist μm .

3. *Mean Trabecular Separation (Tb.Sp)*: Die Bestimmung erfolgt analog zu Tb.Th, jedoch für Voxel, welche *nicht* dem Knochen zugeordnet werden, d.h. deren Dichte unterhalb eines festgelegten Schwellenwertes liegt. Eine Abnahme von Tb.Sp kann mit einer Zunahme von Tb.Th, einer Zunahme von Tb.N oder Abnahme von SMI einhergehen. Die Einheit für Tb.Sp ist μm .

4. *Trabecular Number (Tb.N)*: Der „trabekuläre“, spongiöse Knochen besteht aus Platten und Stäbchen (siehe Abb 1.2-6). Tb.N ist definiert als Umkehrfunktion der mittleren Distanz zwischen den Achsen der Platten und Stäbe [49]. Auch hierbei

handelt es sich um einen modellunabhängigen Parameter. Die Einheit für Tb.N ist 1/cm. (siehe Abb 1.2-7 C)

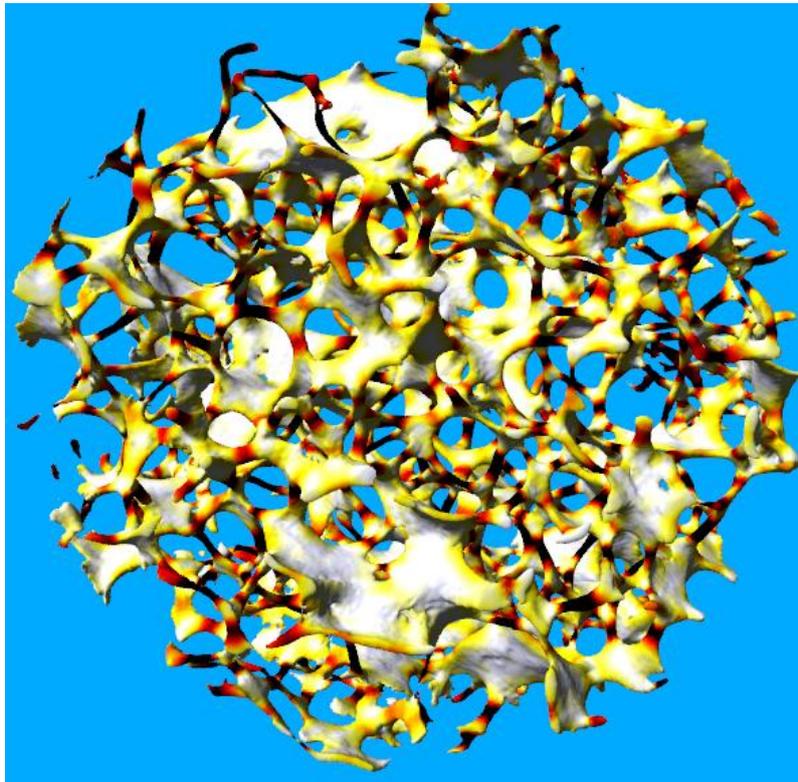


Abb 1.2-6: Rekonstruktion einer Mikro-CT Aufnahme von trabekulärem Knochen. Helle Strukturen = Plattenanteile (ca. 82%), dunkel = Stäbchenanteile. (aus BRUN und VICENTE [50])

5. *Structure Model Index (SMI)*: Singh beschrieb 1978 die trabekuläre Knochenstruktur als ein aus platten- und stabähnlichen Strukturen aufgebautes Netzwerk [4]. Dies führte später zur Definition eines Stäbchenmodells [51] und eines Plattenmodells [52], um aus zweidimensionalen Schnitten auf die dreidimensionale Architektur des Knochens rückschliessen zu können. In der Realität besteht in trabekulärem Knochen ein fließender Übergang zwischen diesen beiden Strukturtypen. Engelke et al. [38] stellten etwa an Wirbelkörpern fest, wie sich mit zunehmendem Alter ein Übergang von einem eher plattenähnlichem in ein vermehrt stabähnliches Netzwerk beobachten lässt.

Ausgehend von dieser Erkenntnis führte die Arbeitsgruppe der ETH Zürich um Hildebrand und Rüegsegger [53] einen neuen morphometrischen Parameter ein, den sogenannten „Structure Model Index“ (SMI). Dieser SMI ermöglicht es, in der Spongiosastruktur die Anzahl der Platten und Stäbchen zu quantifizieren, wobei ein

ideales Plattenmodell den SMI-Wert 0 hat und ein ideales Stabmodell einem Wert von 3 entspricht. Für ein reales Trabekelnetzwerk liegt der Wert zwischen 0 und 3, abhängig vom jeweiligen Verhältnis zwischen Platten und Stäben in der untersuchten Raumeinheit. Der SMI charakterisiert Proben mit unterschiedlicher Spongiosastruktur auch bei gleicher Knochendichte. So konnten bei identischer Dichte am Femurkopf mehr plattenähnliche Strukturen und in der Lendenwirbelsäule dagegen eher stabförmige Strukturen festgestellt werden [53]. Berechnet wird der SMI durch eine Differentialanalyse der triangulierten Knochenoberfläche [53]. Der SMI ist ein dimensionsloser numerischer Wert zwischen 0 und 3. (siehe Abb 1.2-7 D)

6. *Degree of Anisotropy (DA)*: Dieser Parameter beschreibt die räumliche Anordnung der Trabekel. Er dient zur Quantifizierung der räumlichen Asymmetrie (siehe Abb 1.2-7 F). Je höher DA, desto mehr liegt eine Orientierung der Knochen- und Höhlenstruktur in einer bestimmten Richtung innerhalb der Probe vor. Bestimmt wird DA durch die Mean Intercept Length Methode [54]. DA ist wie der SMI ein dimensionsloser numerischer Wert.

Abb 1.2-7 zeigt eine schematische Darstellung der verschiedenen Strukturparameter. Ausgehend von einer Abbildung A zeigen die nachfolgenden Abbildungen die Veränderung durch eine Zunahme von Tb.Th (B), Tb.N (C) und SMI (D) sowie eine Abnahme von DA (F). Abb E zeigt eine Abnahme der Konnektivität (Mass für die Vernetzung des trabekulären Geflechts [44]).

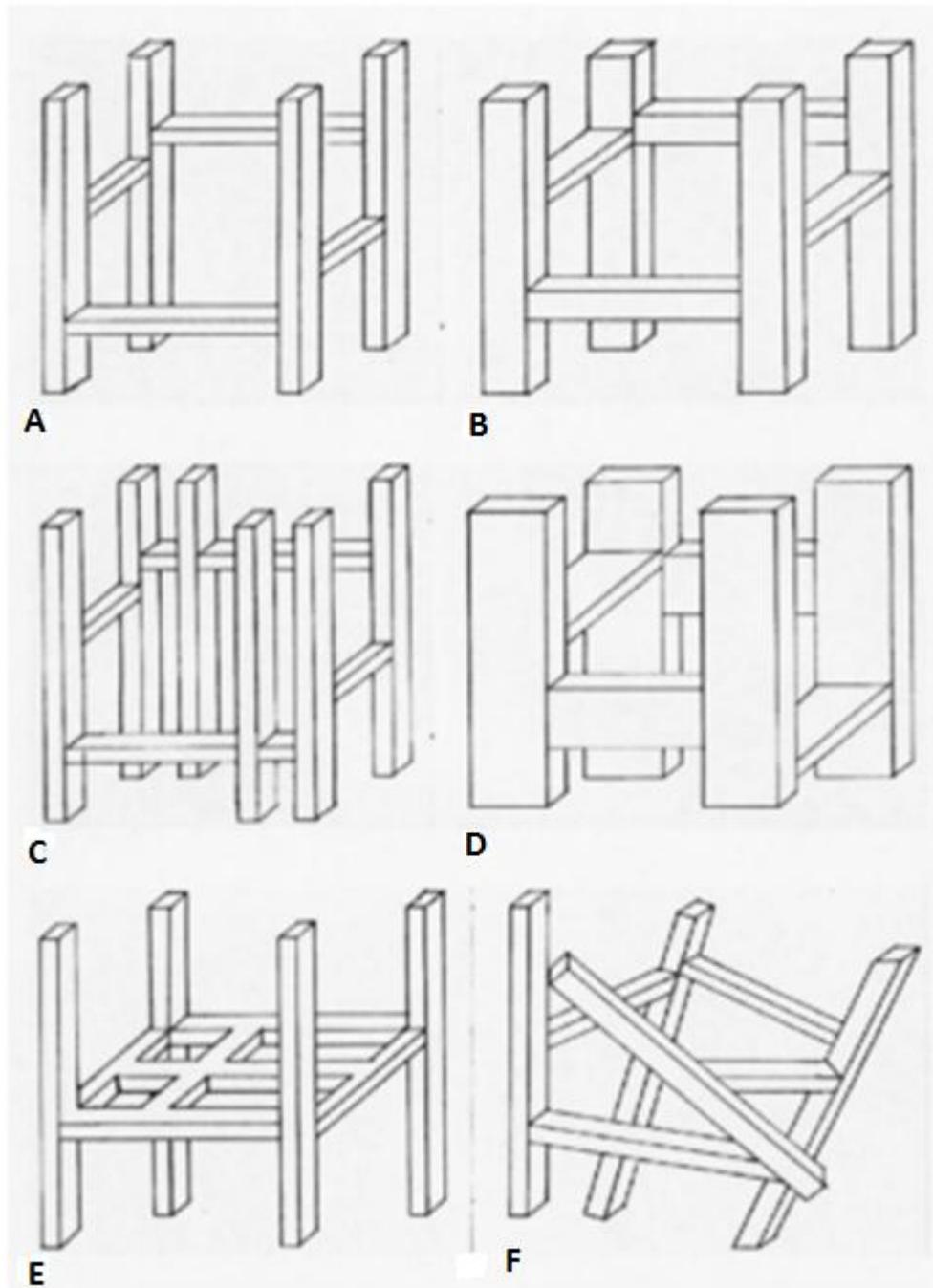


Abb 1.2-7: Änderung der mikrostrukturellen Parameter - dargestellt sind jeweils einzelne Trabekel und deren Vernetzungen, die Änderungen beziehen sich auf A. B: Tb.Th, C: Tb.N, D: SMI, F: DA. E zeigt die Erhöhung der Konnektivität. (aus NÄGELE [44])

Die Arbeitsgruppe um Rügsegger hat ein In-vivo-pQCT Gerät für den distalen Unterarm entwickelt, das eine isotrope Auflösung von 170 μm erreicht [55]. Damit konnte durch vergleichende Messungen zwischen diesem Gerät und einer Mikro-CT Anlage eine sehr gute Übereinstimmung für die Parameter Tb.N, Tb.Sp, Tb.Th und BV/TV festgestellt werden [56].

1.3 Fragestellungen

Untersuchungen der Knorpeldicke und der subchondralen Knochenmineralisation von Gelenken haben gezeigt, dass diese Gewebeeigenschaften inhomogen verteilt sind und dabei mit der Gelenksbeanspruchung korrelieren. Daraus folgte als Hypothese, dass sich auch in der subartikulären Spongiosa der Trochlea tali belastungsabhängige Anpassungen der Knochenarchitektur aufzeigen lassen.

In der vorliegenden Arbeit wird dieser Hypothese durch die folgenden Fragestellungen nachgegangen:

1. Kann anhand der gewählten Strukturparameter im trabekulären subartikulären Knochen der Trochlea tali eine regional unterschiedliche Knochenarchitektur beschrieben werden? Sind in verschiedenen Tali Gemeinsamkeiten der regionalen Verteilung der genannten Strukturparameter erkennbar?
2. Wie verändert sich die Knochenstruktur mit zunehmender Gewebetiefe, ausgehend von der Gelenkoberfläche der Trochlea tali? Lassen sich auch in zunehmend oberflächenfernen Schichten belastungsbedingte Mineralisationstypen unterscheiden?
3. Welche qualitativen und quantitativen Aussagen zum subartikulären Knochen können anhand der gewählten Untersuchungsmethodik gemacht werden?
4. Wie lässt sich die subartikuläre trabekuläre Knochenstruktur der Trochlea tali mit der Physiologie und den funktionellen mechanischen Belastungen im oberen Sprunggelenk in Zusammenhang bringen?

2 Material und Methoden

Es wurden fünf rechte und fünf linke Tali aus dem Anatomischen Institut Basel untersucht. Diese insgesamt zehn Proben stammen aus dem Präparierkurs für Medizinstudenten der Universität Basel aus den Jahren 2006 bis 2008. Die Leichen wurden unmittelbar nach ihrer Übergabe an das Anatomische Institut durch intraarterielle Formalinapplikation fixiert. Die Verstorbenen hatten ihren Körper bereits Jahre vor ihrem Tod testamentarisch dem Anatomischen Institut zum Zwecke der Wissenschaft und Forschung zur Verfügung gestellt. Unter den Spendern waren vier Männer und sechs Frauen im Alter von 72 bis 91 Jahren, mit einem Durchschnittsalter von 85.4 Jahren. Der Spender von Talus I verstarb an einem Prostatakarzinom ohne Metastasierung im Talus, der Spender von Talus F hatte eine Hüft-Totalprothese auf der Seite der entnommenen Probe. Alle anderen Spender zeigten keine Anzeichen für maligne Erkrankungen (z.B. Ablatio mammae oder Metastasen) oder Pathologien wie eine vorhergegangene Fraktur oder Nekrose des Talus oder eine höhergradige Osteoporose (siehe Tab 2-1).

Talus	A	B	C	D	E	F	G	H	I	K
Alter	83	91	88	89	90	85	89	87	72	80
Geschlecht	f	m	f	m	f	m	f	f	m	f
li/re Talus	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links
Spezielles						Hüft-TP li				
Todesursache									Prostata-CA	

Tab 2-1: Tabellarische Zusammenstellung mit für diese Untersuchung relevanten Angaben zu den Spendern der untersuchten Tali

Zunächst wurden die Tali den fixierten Leichen entnommen und deren Trochlea tali präpariert: nach Entfernung aller Bänder wurden ventral Talushals und –kopf abgetrennt, und dorsal wurde der Talus unmittelbar oberhalb der posterioren Tuberkel horizontal durchtrennt (siehe Abb 2-1). Um den Substanzverlust beim Durchtrennen der Knochen gering zu halten, wurde eine Diamantsäge mit einem dünnen Sägeblatt verwendet (Exakt Band System 310, Norderstedt, Deutschland,

Sägeblatt: 0.3mm/D151). Die präparierte Trochlea tali wurde daraufhin in 4 gleich grosse Viertel zersägt. Die Schnitte erfolgten in axialer Richtung. Diese Viertel wurden von 1 bis 4 nummeriert:

1 = ventromedial, 2 = ventrolateral, 3 = dorsomedial, 4 = dorsolateral.

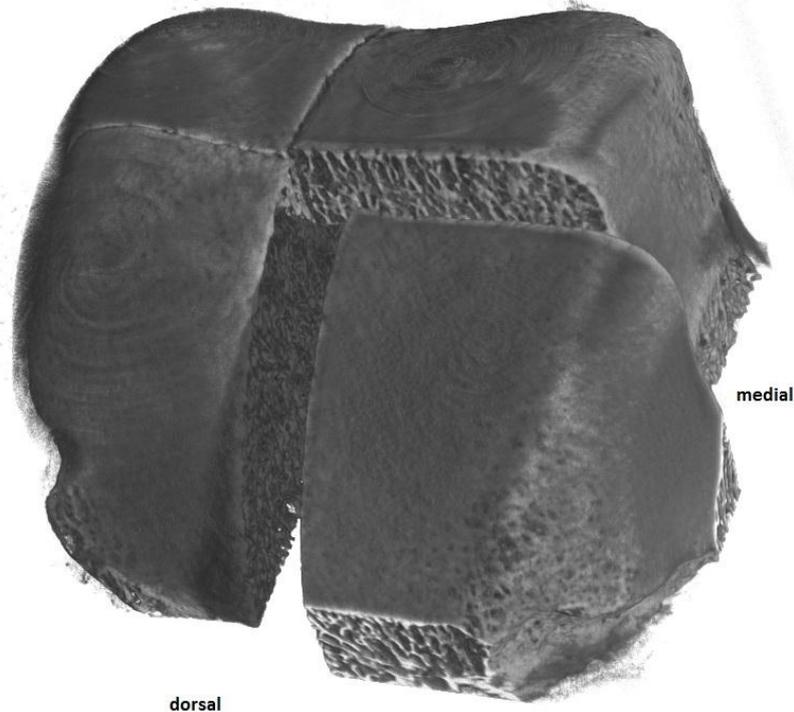


Abb 2-1: 3D-Rekonstruktion der präparierten und geviertelten Trochlea tali von Talus H

Ansicht von dorsomedial

Die Viertel wurden separat im Mikro-CT gescannt. Dazu wurde das Gerät Skyscan 1174™ (Skyscan, Kontich, Belgien) verwendet, ein Kegelstrahlgerät mit Mikrofokusröhre, mit einer Beschleunigungsspannung von 50 kV und einer Strahlstromstärke von 800 μ A (in total 40 Scans). Jeder Scan beinhaltet 900 Projektionen aus 360°. Die Belichtungszeit pro Projektion betrug ca. 4 Sekunden, somit resultierte eine totale Scandauer von ca. 1 Stunde pro Datensatz. Die Pixelgrösse der entstehenden Aufnahmen betrug 32 μ m. Aufgrund der starken Röntgenabsorption der Proben wurde das Röntgenspektrum des SkyScan mit einem 0.5 mm dicken Aluminium-Filter aufgehärtet.

Die volumetrische Rekonstruktion der Rohdaten aus dem Mikro-CT wurde mit NRecon™ durchgeführt, eine vom Hersteller des verwendeten Mikro-CT entwickelte Software (Skyscan, NRECON Reconstruction, Kontich, Belgien), die auf einem modifizierten Feldkamp-Algorithmus basiert. Mittels Matlab® (Version 5.3 von The MathWorks, Inc., USA) wurden in jedem untersuchten Datensatz Volumenelemente zur Errechnung der Strukturparameter definiert. Als Schnittbild zur Festlegung von zweimal 2 Säulen mit jeweils fünf Volumenelementen, wurde ein zentrales Sagittalschnittbild durch den eingelesenen Datensatz in jedem Viertel ausgewählt (Abb 2-3 a). Auf diesem Schnittbild wurden in der ventralen und dorsalen Hälfte je zwei Punkte definiert (Abb 2-2). Diese zwei Punkte wählte man in der Kompakta unterhalb der knorpeligen Gelenkoberfläche der Trochlea tali. In dem zu dieser Studie verfassten Matlab-Skript wurde festgelegt, dass der Mittelpunkt zwischen diesen beiden definierten Punkten als Ausgangspunkt für jeweils zwei Säulen dient.

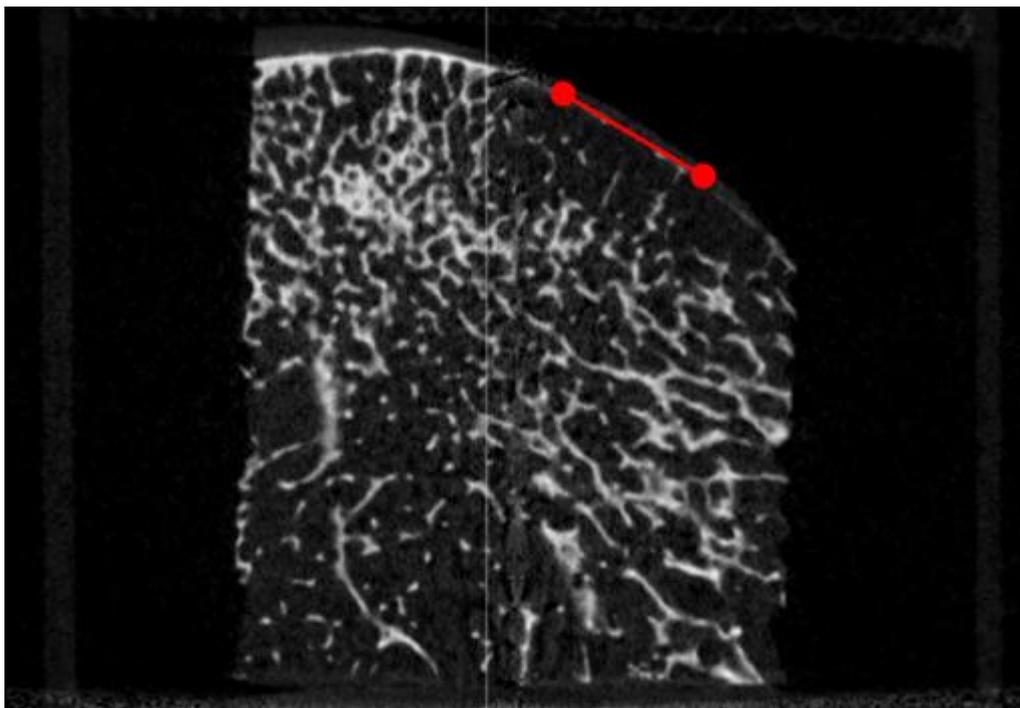


Abb 2-2: a) Mittels Matlab® generiertes sagittales Schnittbild, zentral durch ein vertikales Viertel von Talus H. Rot: 2 Punkte wie sie in jedem Viertel auf jeder Hälfte definiert werden, verbunden durch eine rote Linie. Die feine weiße Linie trennt den Probenviertel in 2 Hälften.

Die Grundfläche der Säulen beträgt in sagittaler Richtung 7 mm, während die Abmessung in Fontalebene von der Probengröße abhängt. Ihre Höhe beträgt 5 mm, unterteilt in 5 Volumenelemente von je 1 mm (siehe Abb 2-3 a bis c).

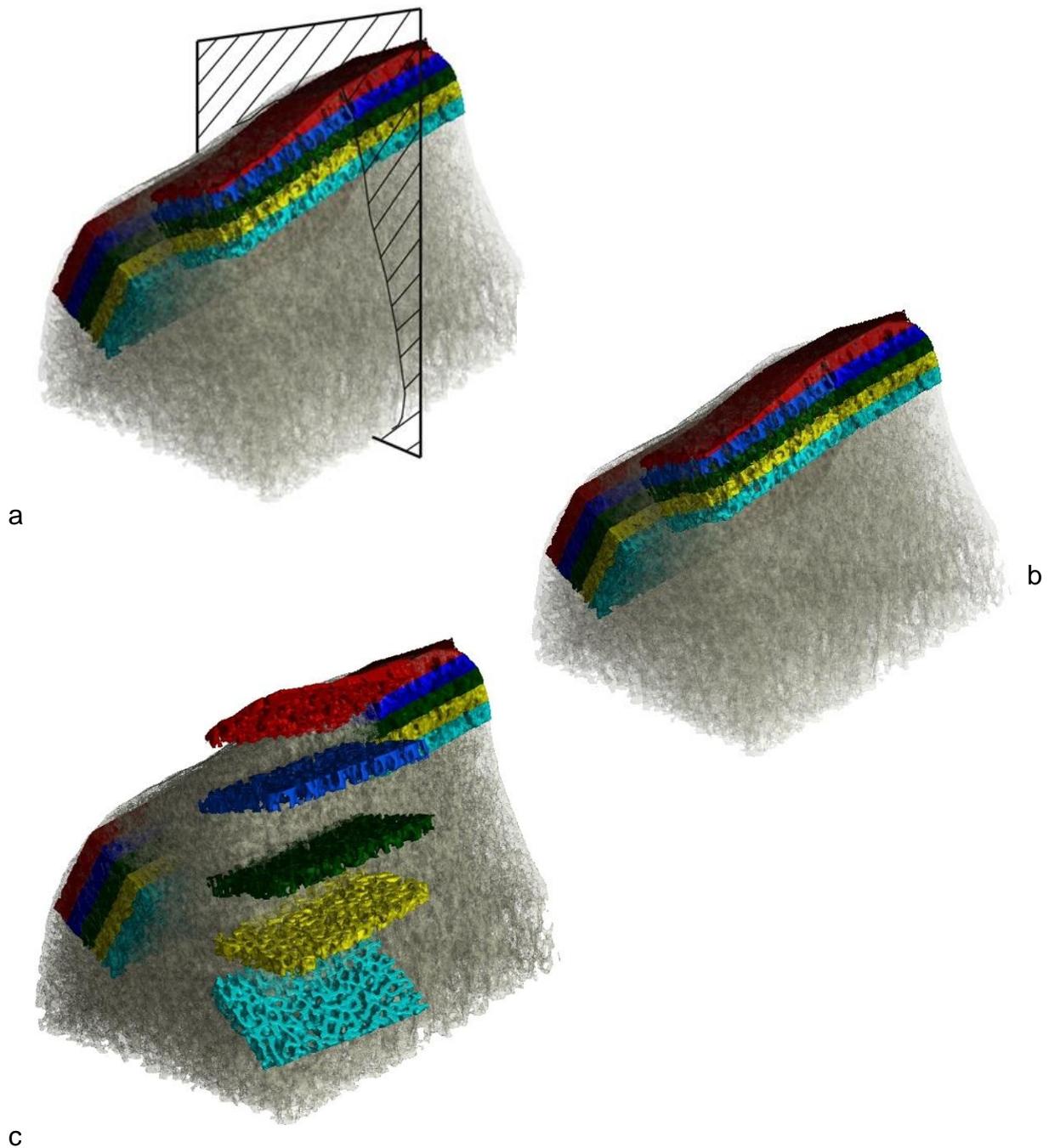


Abb 2-3: a) 3D-Rekonstruktion eines Viertels von Talus H: 4 Säulen, mit je 5 Volumenelementen (0 bis 1 mm = rot bis 4 bis 5 mm = hellblau). Schwarz eingezeichnet ist schematisch die Bildebene des sagittalen Schnittbildes (siehe Abb 2-2) b) ohne sagittales Schnittbild c) eine Säule mit fünf aufgefächerten Volumenelementen – die einzelnen Volumenelemente sind dadurch besser erkennbar

Die Ausrichtung der Säulen wird einerseits durch die Lage der Proben im dreidimensionalen Datensatz festgelegt und andererseits durch die definierten Punkte in der Kompakta:

1. Die Säulen stehen rechtwinklig zur Bildebene des sagittalen Schnittbildes und berühren sich mit ihren Schmalseiten (siehe Abb 2-3 a).
2. Die Verbindungslinie zwischen den beiden festgelegten Punkten in der Kortikalis (siehe Abb 2-2) bestimmt die Neigung, wie die Säulen gekippt sind.
3. Der Mittelpunkt dieser Verbindungslinie ist gleichzeitig der Mittelpunkt der sich berührenden Schmalseiten.

Die fünf je 1 mm hohen Abschnitte der Säule entsprechen Volumenelementen, die jeweils einzeln analysiert wurden: Ebene 1: 0 bis 1 mm, Ebene 2: 1 bis 2 mm, Ebene 3: 2 bis 3 mm, Ebene 4: 3 bis 4 mm und Ebene 5: 4 bis 5 mm.

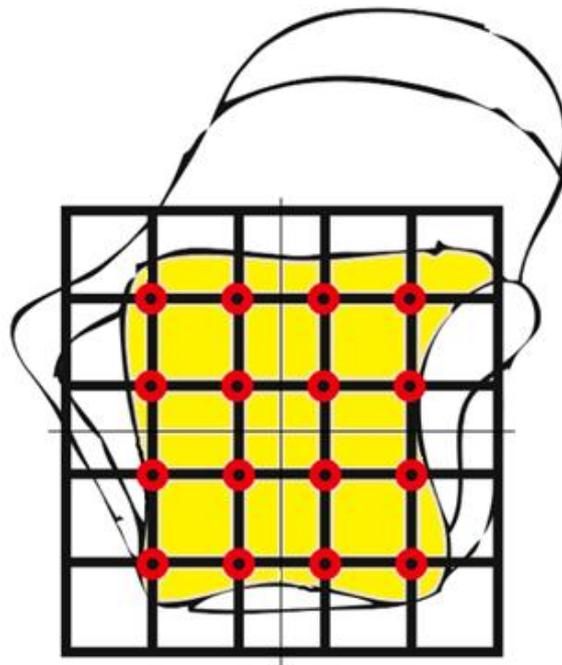


Abb 2-4: Schematische Darstellung der 16 Messlokalisationen einer Trochlea tali

Gelb: Trochleaoberfläche / feines schwarzes Kreuz: Aufteilung in 4 Viertel / Raster mit roten Kreisen: Lokalisation der 16 Gewebesäulen.

In jedem Probenviertel wurden jeweils vier Säulen betrachtet, so dass die Trochlea jedes Talus an 16 Lokalisationen analysiert wurde (siehe Abb 2-4). Zudem ist dort der subartikuläre Knochen der Trochlea tali in fünf Ebenen unterschiedlicher Knochentiefe vermessen worden. Zur weiteren Analyse wurde das Programm CT Analyzer (Version 1.7.0.5, Skyscan, Kontich, Belgien) verwendet. Zur Berechnung der morphometrischen Parameter wurde der Knochen durch das Setzen eines

Schwellenwertes (threshold) segmentiert. Dieser wurde für jeden Talus individuell bestimmt, da die Knochendichte - und somit auch die Röntgentransparenz - von unterschiedlichen Knochenproben variabel war. Sogar für die einzelnen Viertel des gleichen Talus stellten wir kleine Unterschiede der Transparenz fest. Daher wurde für jeden Talus ein Schwellenwert berechnet, der dem Mittelwert der Schwellenwerte aller vier Quadranten entsprach. Die Schwellenwerte wurden anhand der Histogramme der jeweiligen Daten bestimmt (siehe Abb 2-5). Auf dem abgebildeten Histogramm sind 3 Maxima erkennbar, die jeweils einen absorbierenden Bereich kennzeichnen. Maximum 1 (links) entspricht dem Medium, in dieser Messung ist es Luft. Maximum 3 (rechts) entspricht dem stark absorbierenden mineralisierten Knochen. Das schwächer ausgeprägte Maximum 2 (Mitte) entspricht das Gefäß, in dem die Proben im SkyScan platziert wurden. Die Grenzen zwischen den Kurven sind fließend, und alle Kurven sind für sich allein stehende Gauss-Kurven. Das Maximum, welches dem Material des Behälters entspricht, wurde mit einer Gauss-Kurve vervollständigt. Danach wurde der Schwellenwert in dem Punkt definiert, bei dem diese Kurve auf 1% ihres Maximalwertes abfällt. Alle Voxel, die einen höheren Grauwert aufwiesen, wurden dem Knochen zugerechnet.

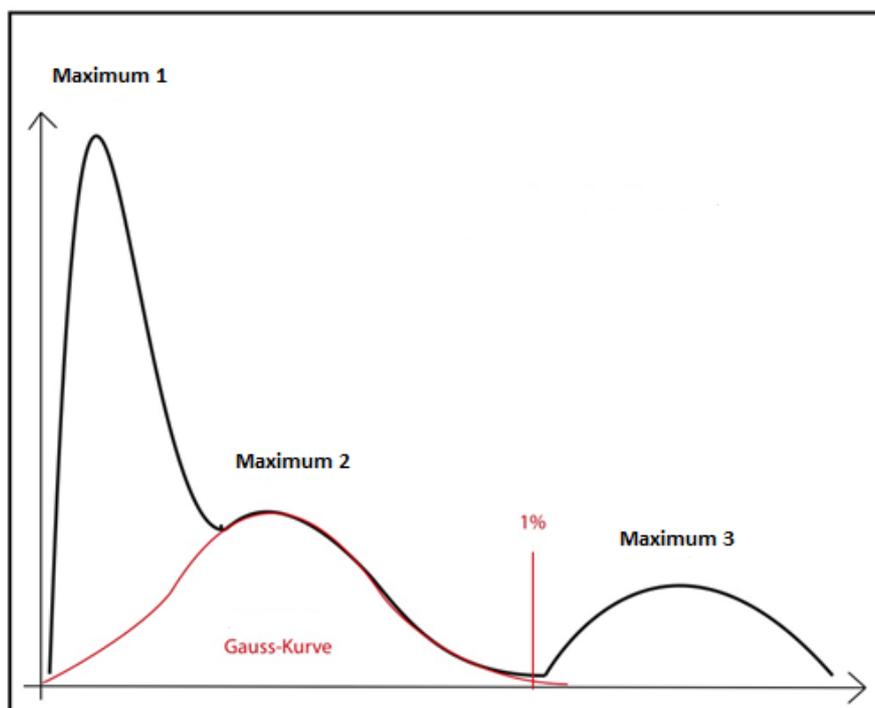


Abb 2-5: Histogramm eines Viertels von Talus H. X-Achse: Absorption, Y-Achse: Anzahl von Voxel mit gleicher Absorption. Maximum 1: Luft, Maximum 2: Behälter, Maximum 3: mineralisierter Knochen. Rot: interpolierte Gauss-Kurve und der bei 1% dieser Kurve festgelegte Grenzwert, der die Kurven 2 und 3 trennt und zur Berechnung des Schwellenwertes dient.

Ein Abgrenzungsproblem bei der Definition der Volumenelemente bestand sowohl im Abschnitt 0 bis 1 mm, sowie in allen Bereichen, wo die Volumenelemente auch Teile der Gelenkflächen der Trochlea tali beinhalteten. Hier wurden zunächst auch Anteile der Kompakta miteingeschlossen, die zur Berechnung trabekulärer Strukturparameter nicht einberechnet werden dürfen. Zur Analyse der Strukturparameter konnte somit nicht das gesamte Volumenelement verwendet werden, sondern es wurde ein Messbereich definiert, der nur spongiöse Anteile dieses Volumenelements berücksichtigt.

Die Software CT Analyzer erlaubt die Bestimmung einer *region of interest* (ROI). Die ROI legt den 3-dimensionalen Bereich fest, der jenes Knochenvolumen umfasst, in welchem die gewünschten Parameter gemessen werden können. Durch die entsprechende Festlegung einer ROI konnten alle nicht-spongiösen Bereiche des Volumenelements von der Messung ausgeschlossen werden.

In jedem Volumenelement wurden folgende sechs Parameter der Spongiosa errechnet: bone volume / tissue volume (BV/TV), structure model index (SMI), trabecular thickness (Tb.Th), trabecular number (Tb.N), trabecular separation (Tb.Sp) und degree of anisotropy (DA).

In jedem Viertel der jeweiligen Trochlea tali wurden an vier verschiedenen Lokalisationen der gleichen Ebene (= vertikaler Abstand von der Oberfläche) Volumenelemente analysiert. An den gleichen Messlokalisationen wurde in jeweils fünf unterschiedlichen Tiefen die Beschaffenheit der subartikulären Knochensubstanz untersucht (siehe Abb 2-3).

Einerseits konnten mit diesem Vorgehen feingewebliche Merkmale in gleicher Tiefe unterschiedlicher Tali verglichen werden, was einem „horizontalen“ Vergleichen entspricht. Da alle Strukturparameter auf fünf Ebenen jeder Trochlea bestimmt wurden (0 bis 5 mm), war es andererseits möglich, die Verteilungsmuster spongiöser Knochenbeschaffenheit im selben Talus in unterschiedlichen Tiefen, in *vertikaler* Richtung, miteinander zu vergleichen.

2.1 Horizontale und vertikale Analyse

Die im Folgenden verwendeten Begriffe „horizontal“ und „vertikal“ bezeichnen die Richtung beim Vergleichen von dreidimensionalen Datensätzen. „*Horizontal*“ beschreibt den Vergleich von Daten unterschiedlicher Tali für eine jeweilige Schicht, während „*vertikal*“ den Vergleich von übereinanderliegenden Schichten desselben Datensatzes beschreibt.

Weiterhin werden die Begriffe „Einzelschicht-“ und „Mittelwertanalyse“ benutzt. Als *Einzelschichtanalyse* wird das visuelle Begutachten und Vergleichen von verschiedenen graphischen Darstellungen der Messwerte benannt. Damit war es beispielsweise möglich, die verschiedenen Tali nach Besonderheiten in der Verteilung von Arealen grösserer Knochendichte auf zwei Gruppen (bi- und monozentrisches Muster, s.u.) zu verteilen. Die „*Mittelwertanalyse*“ beschreibt hingegen nicht allein die visuelle Auswertung der Messwerte, sondern basiert auf einem rechnerischen Prozess, wobei aus den Messwerten einzelner Datensätze Mittelwerte gebildet werden. Diese relativen Werte werden anschliessend einem Vergleich unterworfen.

Die *horizontale Einzelschichtanalyse* benennt einen Vergleich mehrerer Tali, wobei jeweils die gleichen Ebenen miteinander verglichen werden (siehe Abb 2.1-1). Die Charakteristika unterschiedlicher Tali können somit einander gegenübergestellt werden.

Bei der *horizontalen Mittelwertanalyse* werden für jeden Talus die Messwerte aus den jeweils 16 Gewebevolumina jeder Schicht über alle fünf Ebenen gemittelt („vertikale“ Mittelwerte). Dadurch ergibt sich eine virtuelle Mittelwertschicht mit den Eigenschaften aller fünf Ebenen eines Talus. Diese Mittelwertschichten jedes Talus werden horizontal miteinander verglichen. Die horizontale Mittelwertanalyse vergleicht also jeweils repräsentative „Mittelwertschichten“ innerhalb eines Talus (siehe Abb 2.1-1).

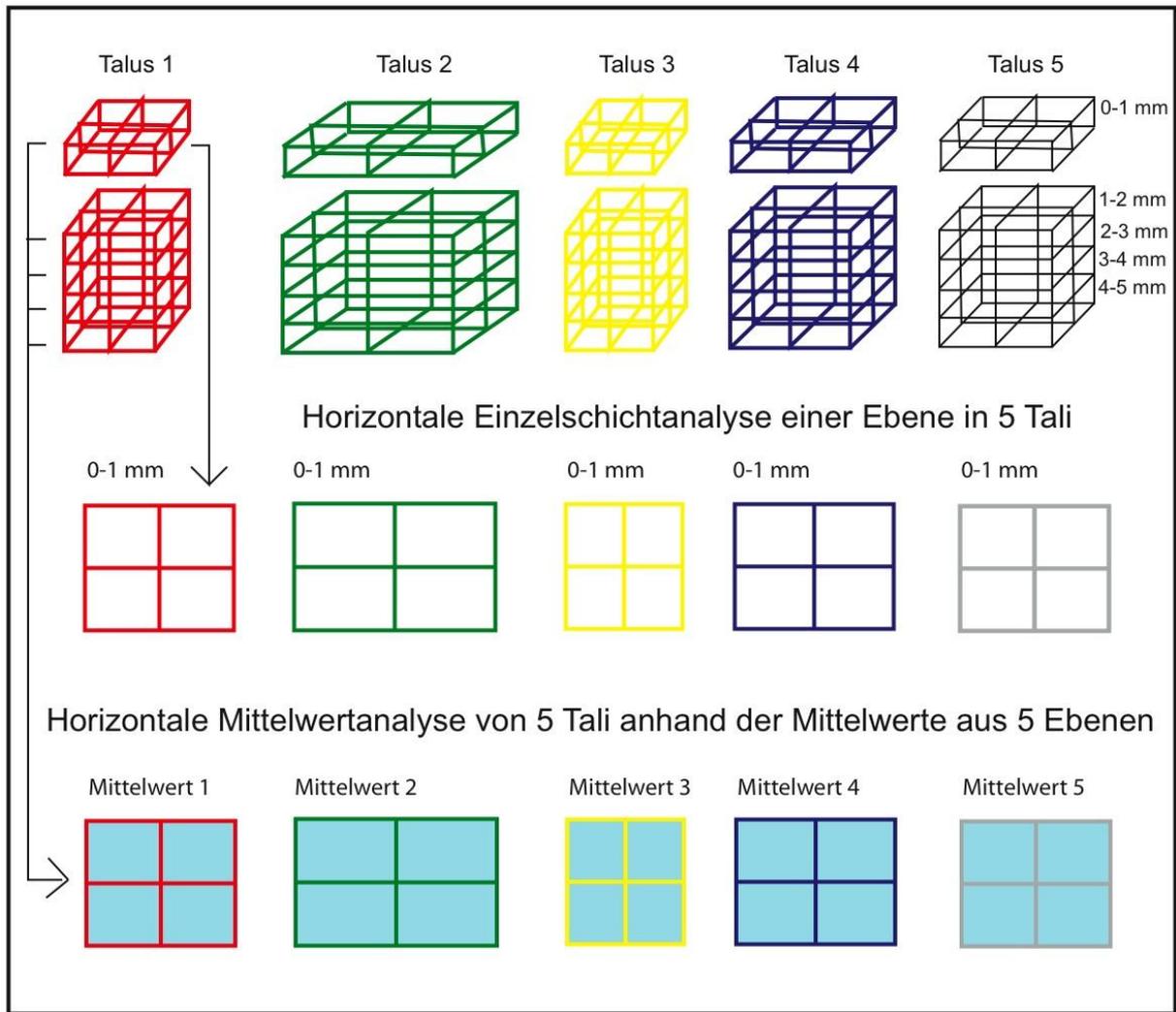


Abb 2.1-1 Horizontale Einzelschichtanalyse und Mittelwertanalyse schematisch dargestellt. Die unterschiedlichen Farben und Grössen sollen die individuellen und verschieden Talusformen repräsentieren.

Die *vertikale Einzelschichtanalyse* beschreibt das Vergleichen der übereinanderliegenden Schichten eines Talus (siehe Abb 2.1-2). Damit können vertikale Verläufe der Knochenbeschaffenheit innerhalb eines Talus nachvollzogen werden.

Bei der *vertikalen Mittelwertanalyse* werden primär aus den Messwerten der gleichen Ebene mehrerer Tali („horizontale“) Mittelwerte berechnet. Daraus ergeben sich virtuelle Mittelwertschichten für *jede Ebene* innerhalb aller zusammengefassten Tali. Anschliessend werden diese fünf virtuellen Mittelwert-Ebenen vertikal verglichen (siehe Abb 2.1-2).

Die „horizontalen“ Mittelwerte (siehe Abb 2.1-2 braun) beschreiben die Eigenschaften aller zu einer Gruppe zusammengefassten Tali auf der jeweiligen Ebene. Mit der vertikalen Analyse können unterschiedliche Eigenschaften von Ebene zu Ebene (vertikale Verläufe) innerhalb eines Kollektivs dargestellt werden.

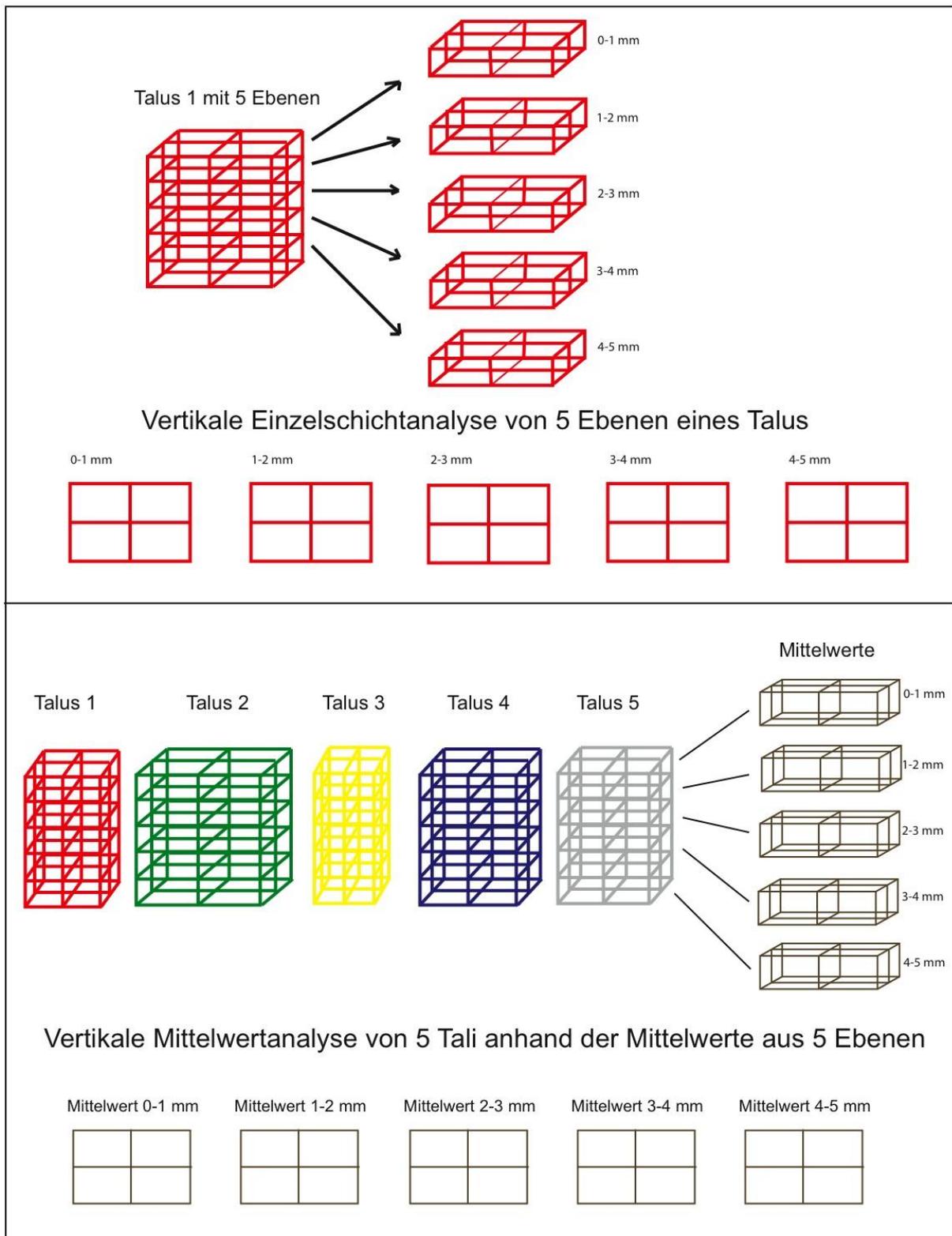


Abb 2.1-2: Vertikale Einzelschicht- und Mittelwertanalyse schematisch dargestellt.

2.2 Darstellung der Ergebnisse

Alle ermittelten Werte wurden tabellarisch mit Excel® (Office 2010, Microsoft, USA) erfasst. Für jeden Talus und jede Messebene wurden die Werte desselben Parameters gesondert erfasst (siehe Abb 2.2-1).

Talus A	BV/TV	4x	3x	2x	1x
0-1mm	y4	62.29043	42.09992	70.83145	50.66605
	y3	51.66807	12.27854	74.89547	48.25601
	y2	64.65403	36.11946	81.09359	78.59849
	y1	79.53896	66.62674	42.67389	52.77309

Abb 2.2-1: Beispiel für tabellarische Erfassung von Messdaten: Talus A, Parameter: BV/TV, Ebene: 0 bis 1 mm (y4 bis y1 = Probenviertel, 4x bis 1x = 4 Gewebevolumina je Probenviertel)

Mit diesen Werten liessen sich graphische Darstellungen generieren, welche die Verteilung der gemessenen Werte (zwischen den jeweiligen Maximal- und Minimalwerten) auf jeder Messebene abbilden – in der Art einer kartographischen Darstellung mit Höhenkurven. Alle Darstellungen sind einheitlich so ausgerichtet, dass jeweils die linke Seite der *lateralen* Seitenfläche einer Trochlea entspricht und die untere Kante *dorsal* liegt (siehe Abb 2.2-2).

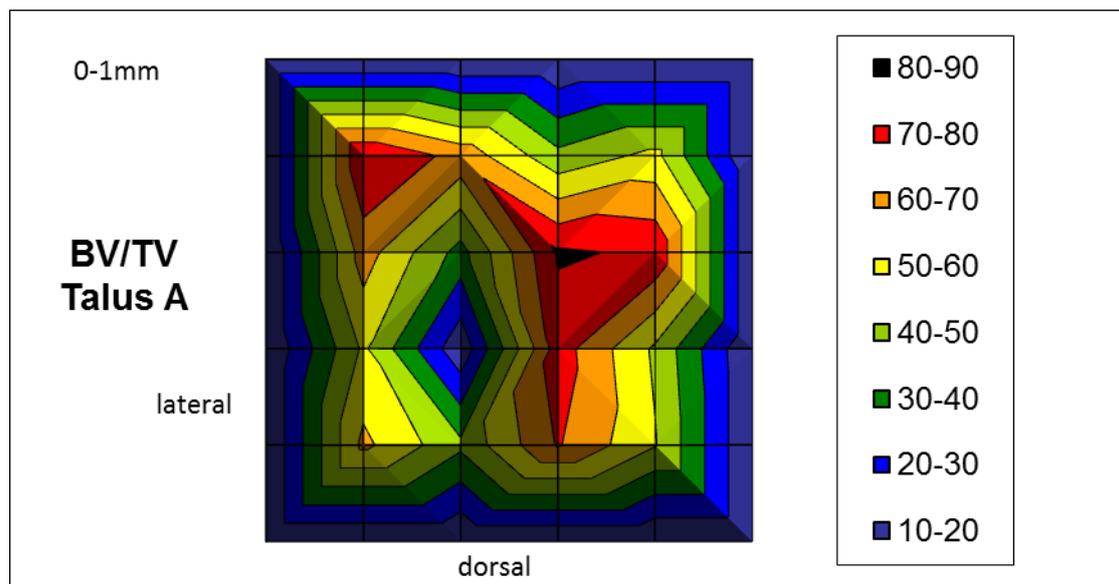


Abb 2.2-2: Kartographische Darstellung der 16 Messwerte von BV/TV auf der Ebene 0-1mm in Talus A. Die Zahlenangaben in der Legende sind Prozentwerte, wie unter 2.1.4. beschrieben. Zur Raster-Konstruktion: vgl. Abb 2-4)

In der Einzelschichtanalyse (siehe Kap 2.1.) der numerischen Parameter liessen sich zwei unterschiedliche Verteilungsmuster der Maximalwerte erkennen, die in der Folge als „*monozentrisch*“ und als „*bizentrisch*“ benannt werden. Jeder Gruppe liessen sich je fünf der untersuchten Trochleae zuteilen: dem monozentrischen Muster die Tali A, B, D, E und H und dem bizentrischen Muster die Tali C, F, G, I und K.

Um die Vielzahl der Abbildungen (10 Tali, jeweils 5 Ebenen, 6 Parameter = 300 Abbildungen) komprimiert darstellen zu können, wurden Mittelwerte berechnet und Mittelwertgraphiken generiert (siehe 7.2.1. und 7.2.2.). Einerseits wurden Mittelwerte aus allen fünf Ebenen desselben Talus (z.B. „Mittelwert BV/TV, Talus A, 0 bis 5 mm“ siehe Abb 2.2-3) dargestellt und andererseits die Mittelwerte von derselben Ebene der fünf Tali einer jeweiligen Verteilungsmustergruppe (z.B. „Mittelwert BV/TV, bizentrische Gruppe, Ebene: 1-2 mm“ siehe Abb 2.2-4). Im Anhang sind unter 7.2.1. und 7.2.2. sämtliche kartographischen Mittelwertdarstellungen abgebildet. Die Mittelwerte aus allen Ebenen eines Talus werden dabei als „vertikal“, die Mittelwerte derselben Ebene einer Verteilungsmustergruppe als „horizontale“ Mittelwerte bezeichnet.

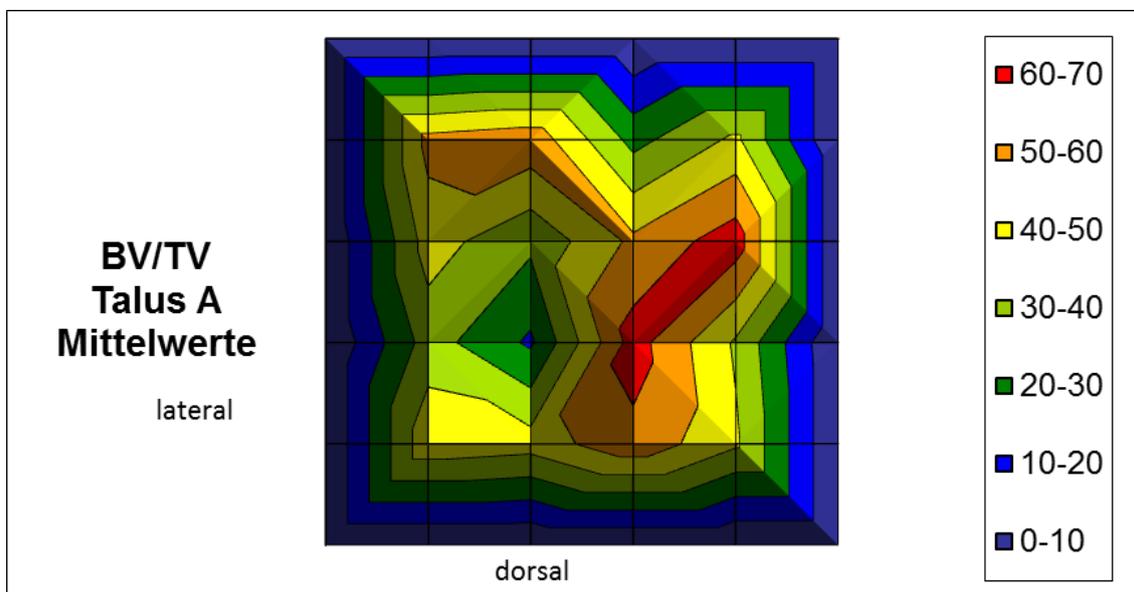


Abb 2.2-3: Mittelwerte aller 5 Ebenen von Talus A

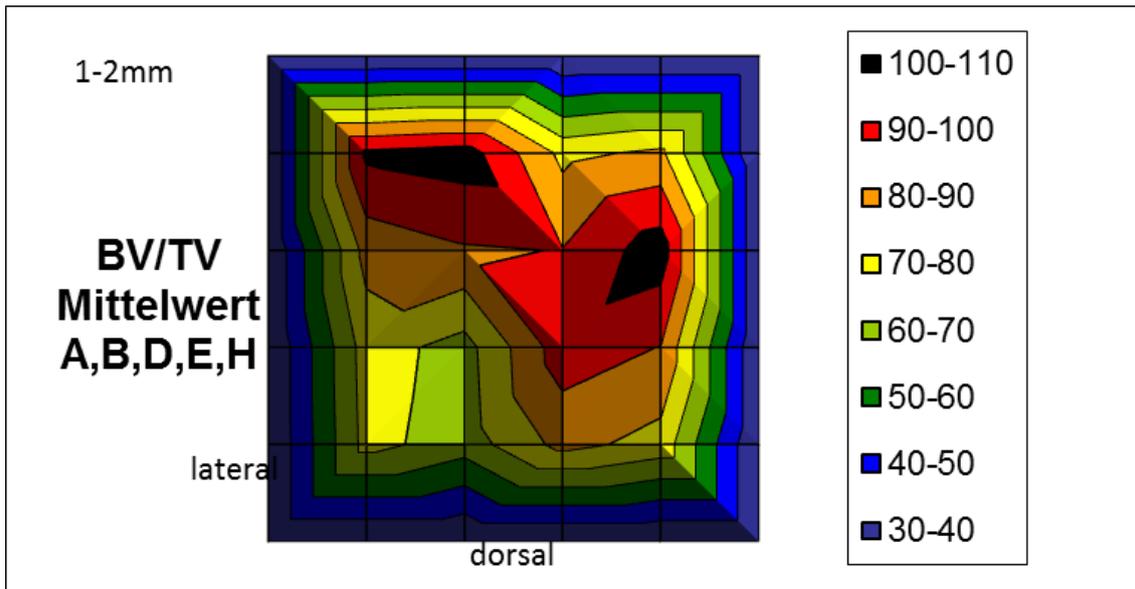


Abb 2.2-4: Mittelwerte aller Tali mit „bizenrischem Muster“ auf der Ebene 1-2 mm

Zur besseren graphischen Darstellung wurden die Maxima der Mittelwerte für eine synoptische Betrachtung zusammengefasst. Weil diese Darstellung im „kartographischen Modus“ zu unübersichtlich war, wurde in einem weiteren Schritt eine schematische Darstellungsform gewählt: mit einem Graphikprogramm (Illustrator CS2, Adobe®, USA) wurden Schemata (bezeichnet als „*Summationsschema*“) angefertigt, indem die Felder der jeweiligen Maximalwerte der kartographischen Darstellungen übereinander projiziert wurden (siehe Abb 2.2-5). Damit wurde es möglich, die Lokalisation und Verteilung bestimmter Merkmale deutlicher lesbar zu machen (siehe Kap 2.1. horizontale und vertikale Analyse).

Diese Felder sind allerdings vielgestaltig, polygonal und zum Teil von kleineren Inseln gleicher Maximalwerte begleitet. Um die Lokalisation gleicher Zonen mit Maximalwerten auf den jeweiligen Trochlea-Oberflächen graphisch hervorzuheben, wurden diese Areale mit einfachen geometrischen Formen (Ellipse oder Kreis) umrissen.

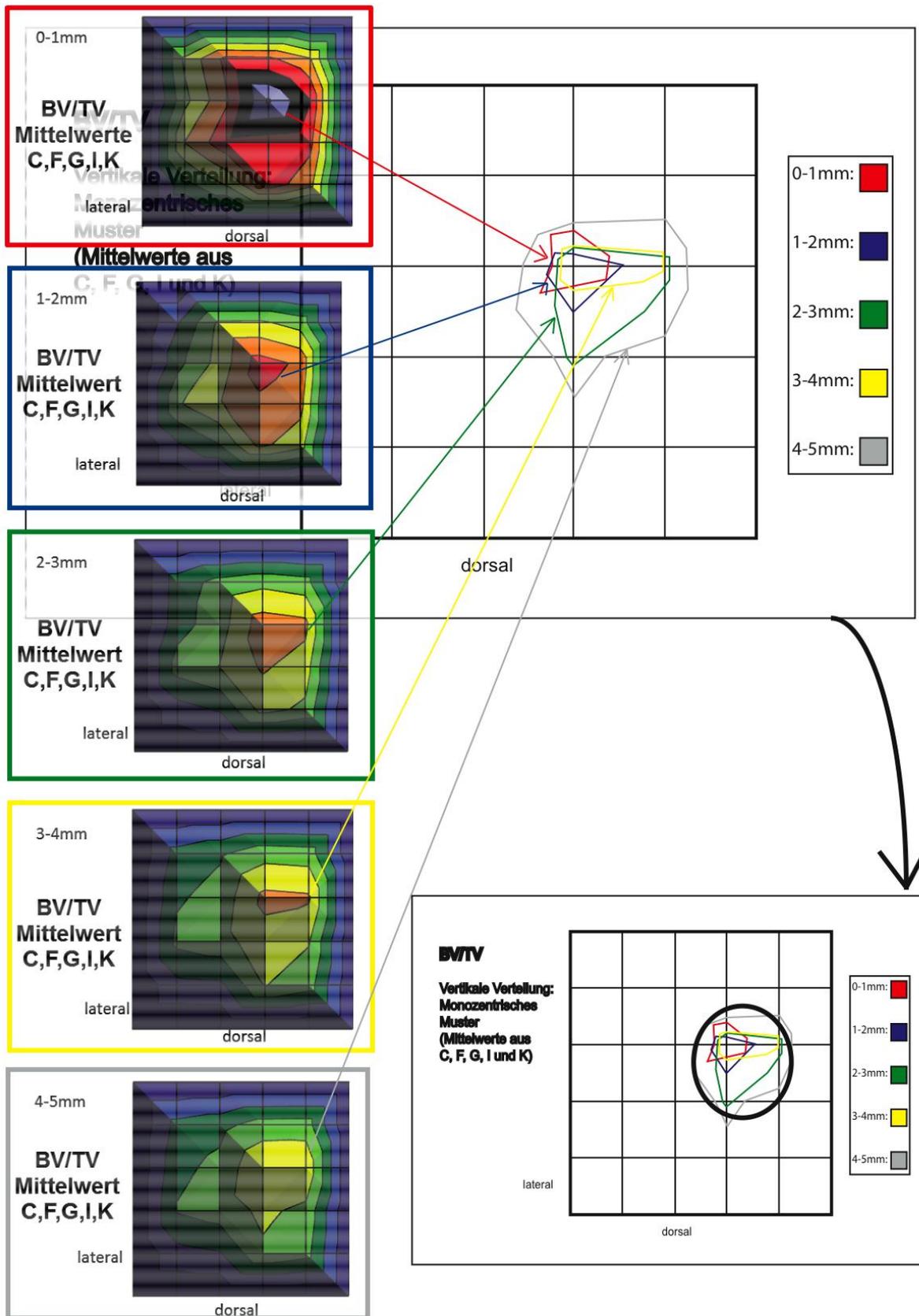


Abb 2.2-5: Maximalwerte aus den Mittelwert-Graphiken werden zu einem Summationsschema zusammengefasst.

3 Ergebnisse

Bei zehn Tali wurde die komplette Trochleaoberfläche standardisiert an je 16 feldförmigen Lokalisationen untersucht. Für jedes dieser Felder wurden in fünf unterschiedlichen Tiefen (in 1 mm-Stufen absteigend von der Oberfläche) gleich grosse, übereinander liegende Gewebevolumina ausgewertet: dadurch konnten unter allen oberflächlichen Projektionsfeldern vertikale Säulen von 5 mm Tiefe analysiert werden. Das ergab Messwerte aus total 800 Volumenelementen. Für jedes dieser Elemente wurden sechs Strukturparameter getrennt ausgewertet, die nachfolgend als „numerische“ (BV/TV, Tb.N, Tb.Th, Tb.Sp) und „strukturelle“ (SMI, DA) Parameter getrennt dargestellt werden.

Die Werte der Mikro-CT Messungen wurden anschliessend graphisch visualisiert: für jede Trochlea tali wurden alle 16 Volumenelemente einer Ebene in jeweils einer Graphik zusammengefasst. Daraus ergaben sich für jeden Parameter 50 Graphiken.

In einem weiteren Schritt wurden die Ebenen aller zehn Tali miteinander verglichen, dies jeweils für jeden untersuchten Parameter. Die vier numerischen Parameter (BV/TV, Tb.N, Tb.Th, Tb.Sp) erlauben Aussagen über die Knochendichte bzw. das Ausmass der Knochenmineralisation und die Dichte (Tb.N) sowie die Dicke (Tb.Th) trabekulärer Strukturen. Es zeigte sich bei der horizontalen Einzelschichtanalyse der numerischen Parameter, dass zwei grundsätzlich verschiedene Muster in der Talusarchitektur unterschieden werden können: ein monozentrischer sowie ein bizentrischer Typus. Je fünf Tali konnten einer dieser beiden Gruppen zugeordnet werden, die gesondert dargestellt werden:

Bizentrisches Verteilungsmuster: Tali A, B, D, E und H

Monozentrisches Verteilungsmuster: Tali C, F, G, I und K

3.1 Numerische Parameter

3.1.1 Bone volume / Tissue volume (BV/TV)

Dieser Wert definiert das Verhältnis von mineralisierten Gewebeanteilen zum nicht-mineralisierten Volumen einer untersuchten ROI (*region of interest*) und wird als ein prozentualer Wert beschrieben.

Betrachtet man die graphische Darstellung der fünf Tali der **bizentrischen** Gruppe, dann lassen sich die mineralisierten Knochenanteile in sämtlichen Darstellungen als heterogen verteilt beschreiben. Dabei imponieren Regionen grösserer Knochendichte. Bei der Lokalisation solcher Verdichtungszone fällt auf, dass in dieser Gruppe die Regionen mit Maximalwerten ein kleineres Zentrum ventrolateral und eine grössere Zone in der medialen Hälfte der Trochlea umfassen (Abb 3.1-1).

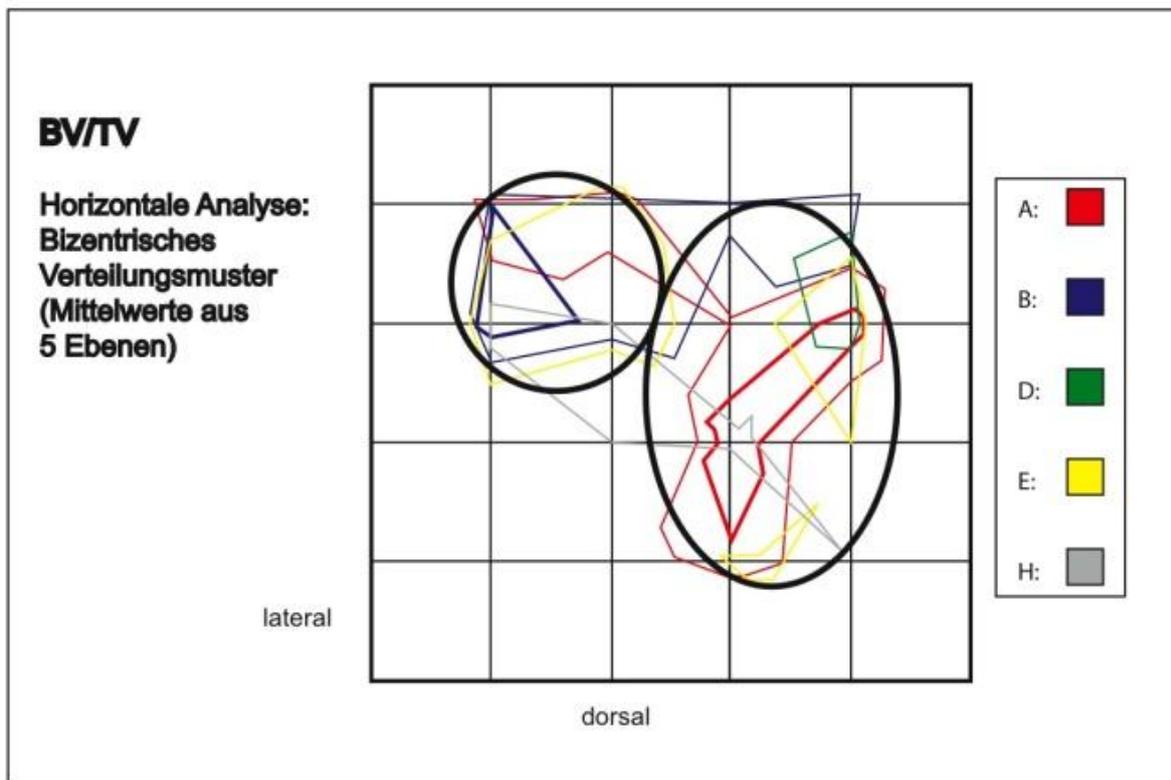


Abb 3.1-1: Summationsschemata BV/TV, **bizentrisches** Muster: Darstellung der horizontalen Analyse

Im Schema, welches aus der *vertikalen* Analyse dieser Gruppe gewonnen wurde, konzentrieren sich die Verdichtungszone ebenfalls auf zwei Felder. Das ventrolaterale Zentrum ist nahezu identisch lokalisiert, während das ventromediale Zentrum schärfer umgrenzt ist als jenes in der horizontalen Analyse; es ist ebenso im ventralen Drittel lokalisiert. Beim vertikalen Vergleich aller fünf Schichten fällt weiterhin auf, dass erstens die Maximalwerte in tieferen Schichten abnehmen und zweitens die Felder bei zunehmender Tiefe grösser werden - von rot: 0 bis 1mm bis zu grau: 4 bis 5 mm (Abb 3.1-2).

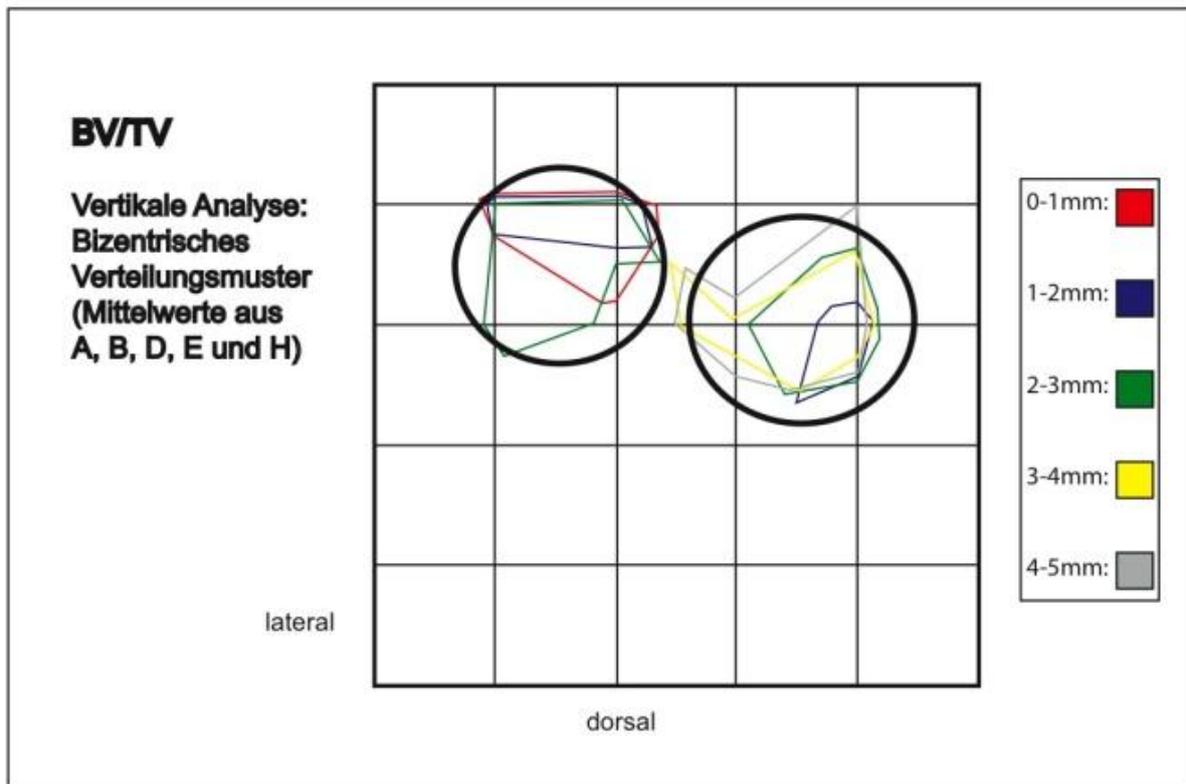


Abb 3.1-2: Summationsschemata BV/TV, **bizentrisches** Muster: Darstellung der vertikalen Analyse

Die Tali C, F, G, I und K bilden die Gruppe mit einem **monozentrischen Verteilungsbild** von BV/TV Werten. Abbildung 3.1-3 zeigt wiederum die Summe der Graphiken aus der horizontalen Analyse, Abbildung 3.1-4 zeigt die Befunde der vertikalen Analyse.

Die Übereinanderprojektion der Mittelwerte aus der *horizontalen* Analyse der fünf Tiefenebenen aller fünf Tali dieser Gruppe, lässt ein Zentrum grösserer Knochendichte erkennen, lokalisiert am Übergang vom mittleren zum ventralen Drittel aller Trochleaoberflächen und ist dort zentromedial gelegen (Abb 3.1-3).

Die annähernd gleiche Lokalisation ergibt die Summation der vertikalen Befunde (Abb 3.1-4). Wiederum fällt auf, dass die *vertikale* Analyse kleinere Felder von Maximalwerten ergibt, die eindeutiger übereinander fallen. Auch in dieser Gruppe werden diese Felder grösser in den tieferen Schichten, und die absolute Höhe der Werte nimmt ab. Und auch in diesem Fall zeigt die horizontale Analyse mehr polymorphe Feldumrisse und eine weniger eindeutige Beschränkung auf die beschriebene zentrale Region.

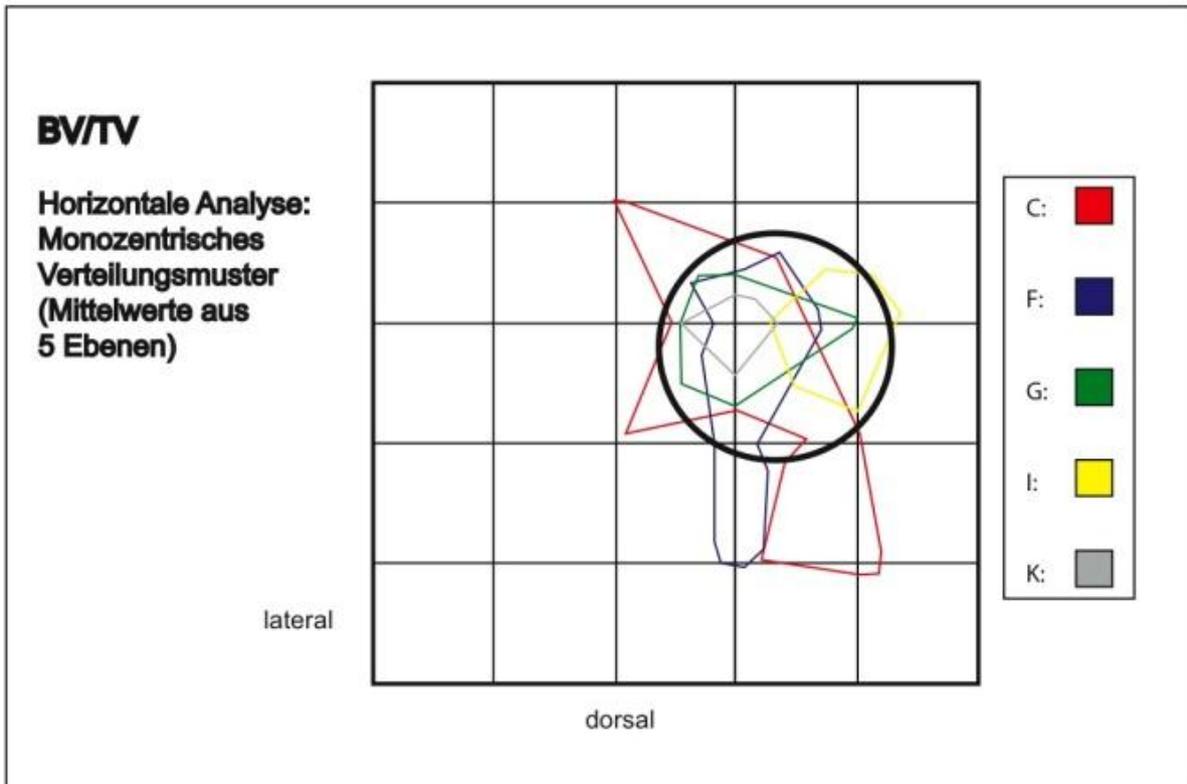


Abb 3.1-3: Summationsschemata BV/TV, **monozentrisches** Muster: Darstellung der horizontalen Analyse

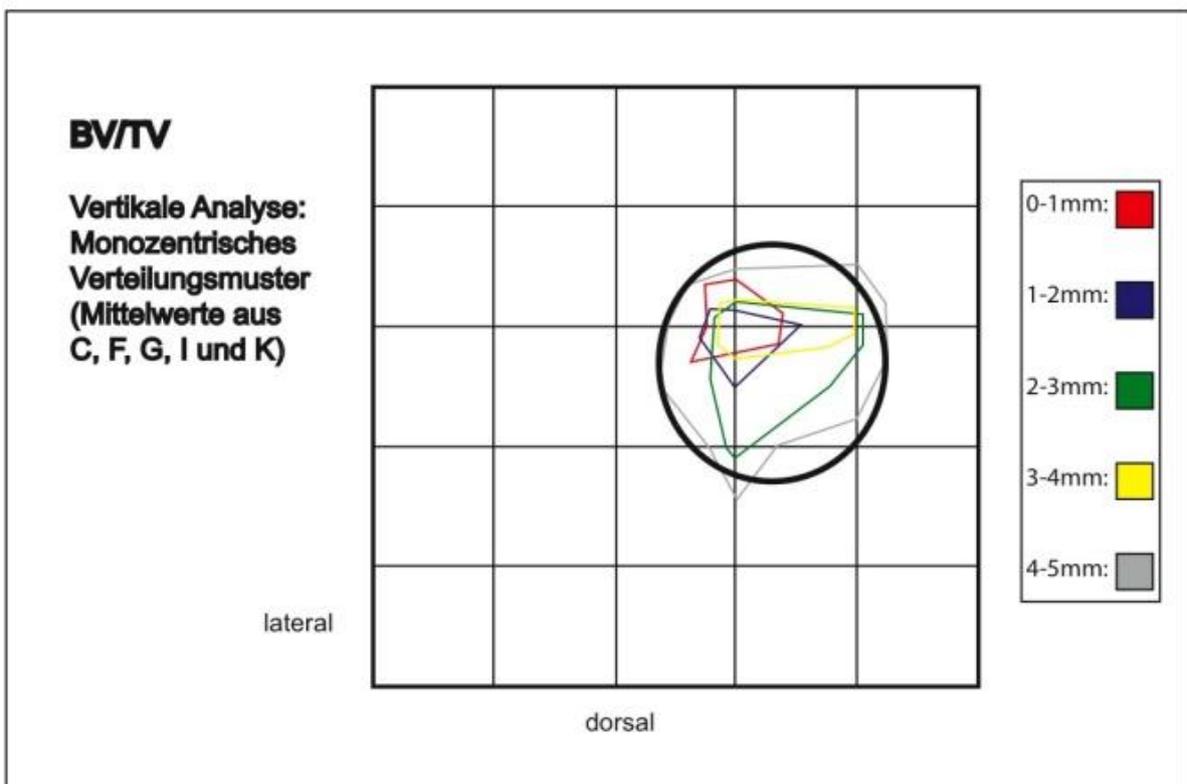


Abb 4.1-4: Summationsschemata BV/TV, **monozentrisches** Muster: Darstellung der vertikalen Analyse

Zusammenfassung BV/TV: Die Mineralisationsdichte im subartikulären Knochen ist inhomogen verteilt. Dabei lassen sich unterschiedliche Muster identifizieren, nach denen die untersuchten Tali sich einem monozentrischen bzw. einem bizentrischen Typus zuordnen lassen.

Hohe Werte für BV/TV wurden einerseits zentromedial (monozentrisches Muster) sowie ventromedial und ventrolateral (bizentrisches Muster) gemessen. Mit zunehmender Knochentiefe nehmen die absoluten Maximalwerte ab, wobei ihre Verteilung zumindest bis zu einer gemessenen Tiefe von 5mm erhalten bleibt.

3.1.2 Trabecular Number (Tb.N)

Dieser Parameter beschreibt die Anzahl der trabekulären Strukturen, berechnet anhand der Umkehrfunktion der mittleren Distanz zwischen den Achsen der Trabekel.

Bei den Tali A, B, D, E und H zeigt sich eine **bizentrische Verteilung** der Maximalwerte dieses Parameters. Die Lokalisation der Maxima kann entsprechend denen von BV/TV bestimmt werden (Abb 3.1-5). Mit zunehmender Tiefe der analysierten Gewebeschicht nimmt die Höhe der gemessenen Maximalwerte ab (Abb 3.1-6).

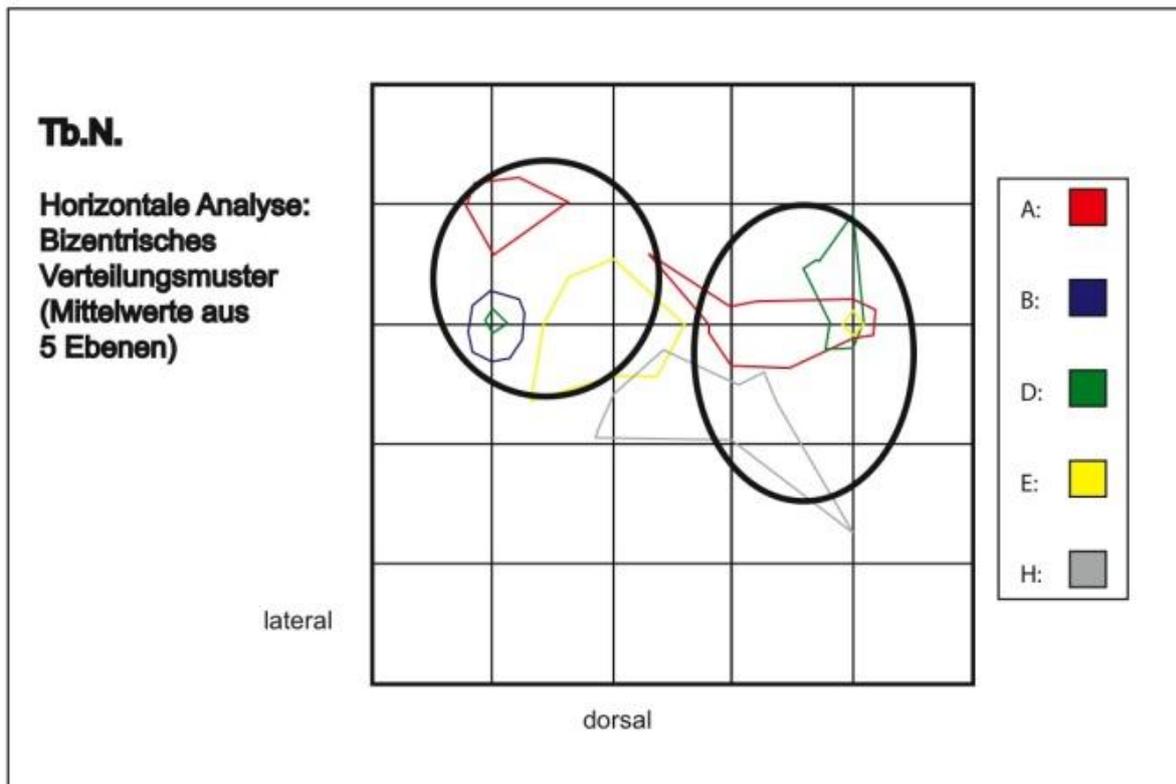


Abb 3.1-5: Summationsschemata Tb.N, **bizentrisches** Muster: Darstellung der horizontalen Analyse

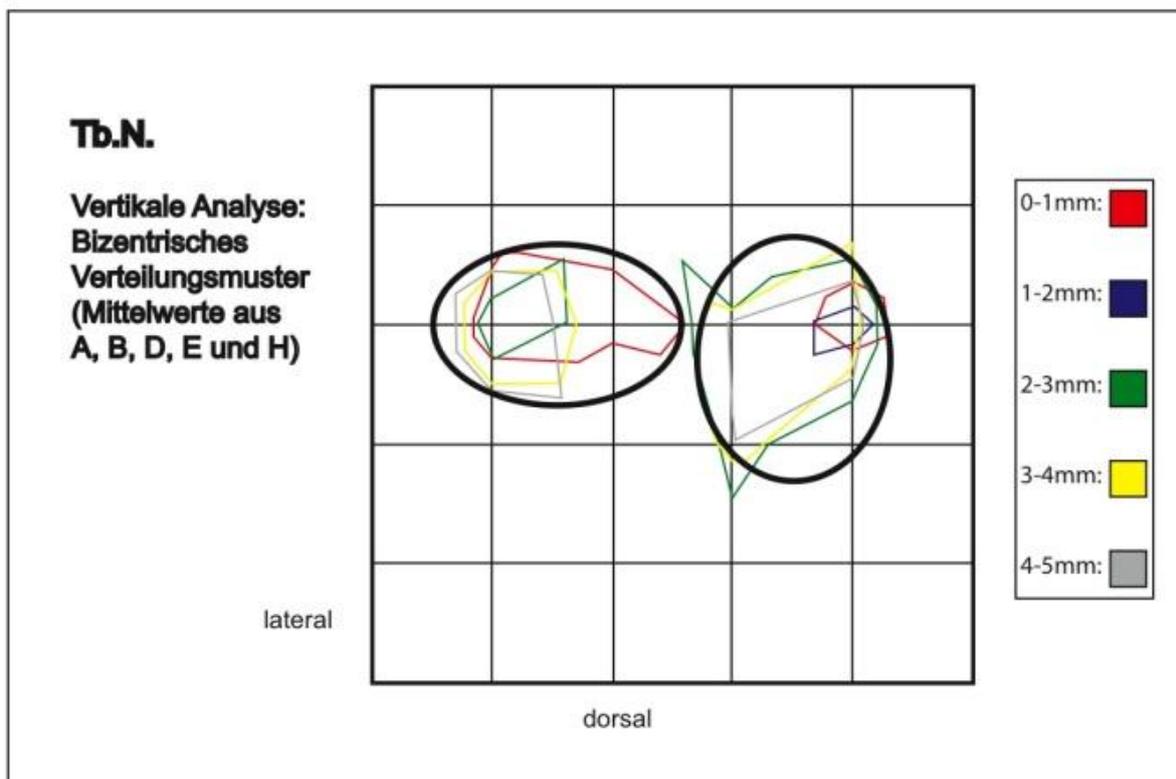


Abb 3.1-6: Summationsschemata Tb.N, **bizentrisches** Muster: Darstellung der vertikalen Analyse

Bei den Befunden der Tali C, F, G, I und K zeigt sich eine **monozentrische Verteilung** dieses Parameters. Die Felder der jeweiligen Maximalwerte können wiederum entsprechend denen von BV/TV lokalisiert werden (Abb 3.1-7). Auch hier fand sich eine relative Abnahme der Maximalwerte bei zunehmender Tiefe im Knochen (Abb 3.1-8).

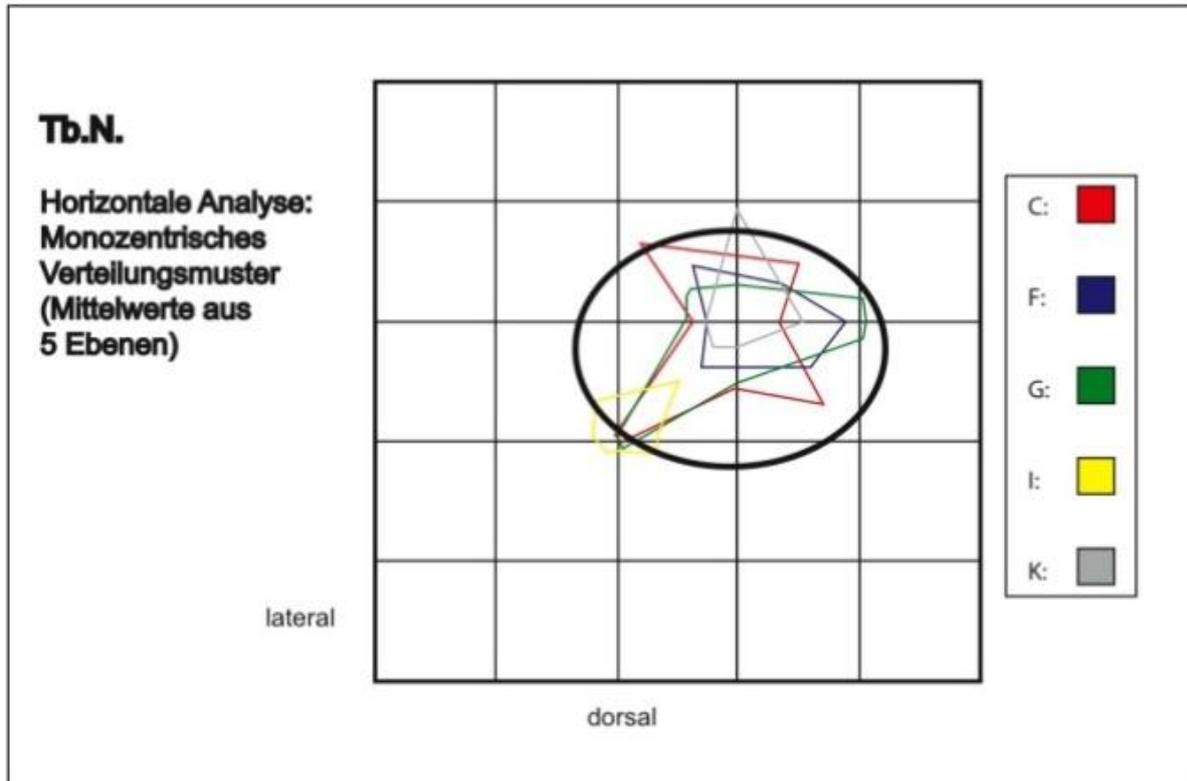


Abb 3.1-7: Summationsschemata Tb.N, **monozentrisches** Muster: Darstellung der horizontalen Analyse

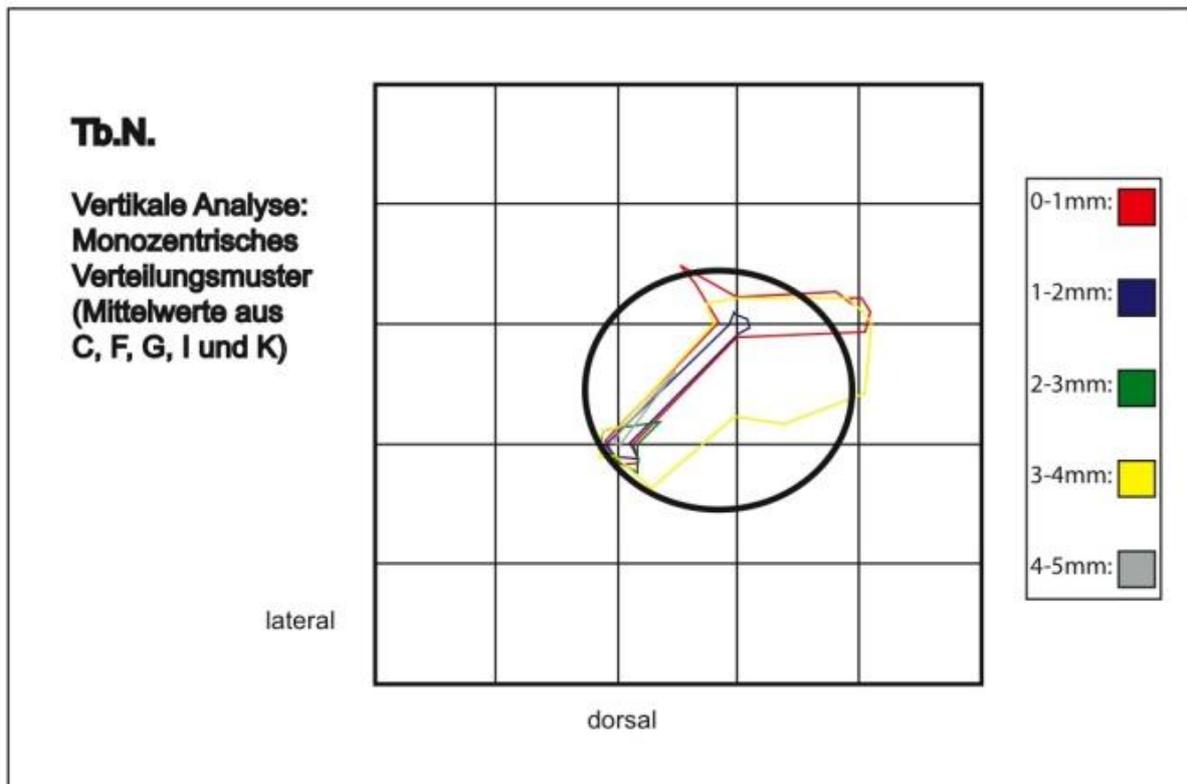


Abb 3.1-8: Summationsschemata Tb.N, **monozentrisches** Muster: Darstellung der vertikalen Analyse

Zusammenfassung Tb.N: Die Anzahl trabekulärer Strukturen im subartikulären Knochen ist inhomogen verteilt. Dabei lassen sich unterschiedliche Muster identifizieren, nach denen die untersuchten Tali sich einem monozentrischen bzw. einem bizentrischen Typus zuordnen lassen.

Hohe Werte für Tb.N wurden einerseits zentromedial (monozentrisches Muster) sowie ventromedial und ventrolateral (bizentrisches Muster) gemessen. Mit zunehmender Knochentiefe nehmen die absoluten Maximalwerte ab.

3.1.3 Trabecular Thickness (Tb.Th)

Der Parameter Tb.Th beschreibt die durchschnittliche Dicke der knöchernen Strukturen im trabekulären Netzwerk.

Auch bei der Auswertung dieses Parameters lässt sich bei den Tali A, B, D, E und H ein **bizentrisches Verteilungsmuster** beobachten, mit Maxima ventrolateral und medial, weitgehend deckungsgleich mit den Arealen der Maximalwerte für BV/TV

(Abb 3.1-9). In der vertikalen Analyse zeigte sich ebenfalls eine relative Abnahme der Maximalwerte bei zunehmender Tiefe im Knochen (Abb 3.1-10).

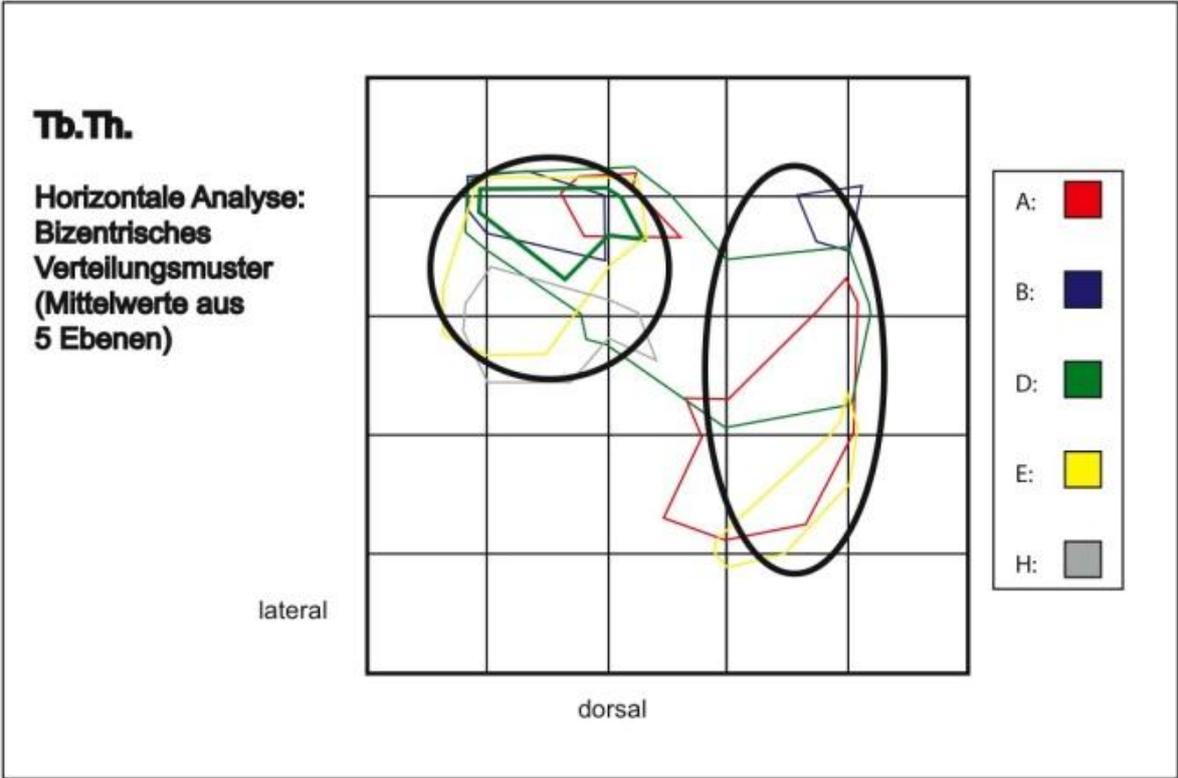


Abb 3.1-9: Summationsschemata Tb.Th, **bizentrisches** Muster: Darstellung der horizontalen Analyse

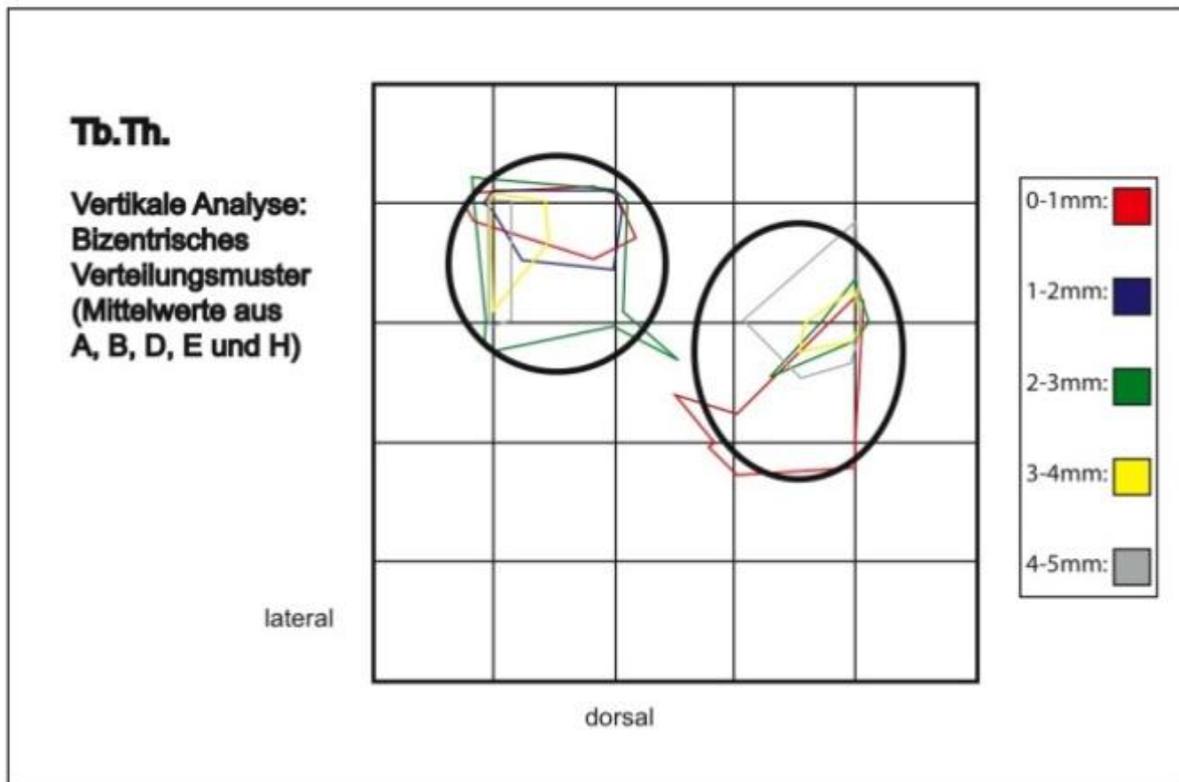


Abb 3.1-10: Summationsschemata Tb.Th, **bizentrisches** Muster: Darstellung der vertikalen Analyse

Bei den Tali C, F, G, I und K lässt sich ein **monozentrisches Verteilungsbild** erkennen mit Arealen höherer Werte, die ähnlich lokalisiert sind wie im Falle BV/TV. Auch für die Befunde dieses Parameters gilt, dass die *horizontale* Analyse mehr polymorphe Feldumrisse ergibt als die vertikale Analyse, teilweise mit kleineren, verstreuten Inseln ähnlicher Maximalwerte (Abb 3.1-11). Auch hier lassen sich die Areale der Maximalwerte bei der *vertikalen* Analyse eindeutiger lokalisiert darstellen (Abb 3.1-12), wie dies schon für BV/TV und Tb.N beschrieben wurde.

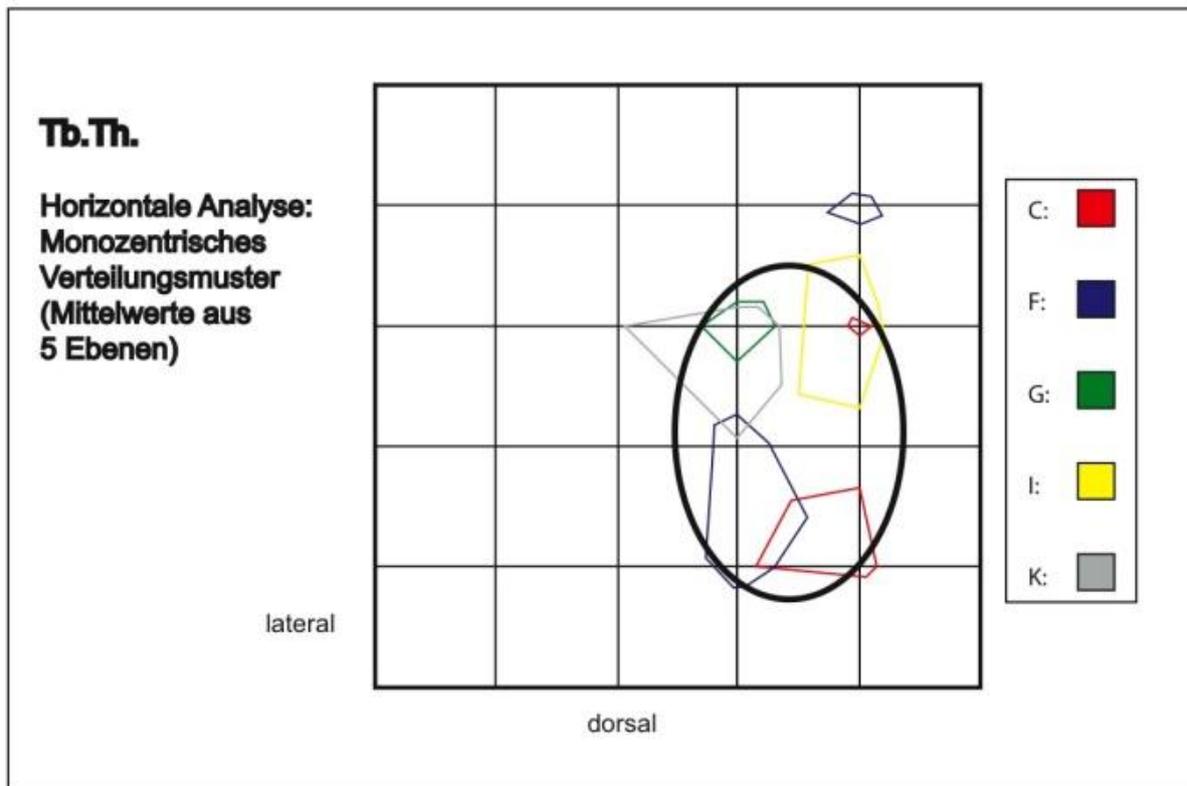


Abb 3.1-11: Summationsschemata Tb.Th, **monozentrisches** Muster: Darstellung der horizontalen Analyse

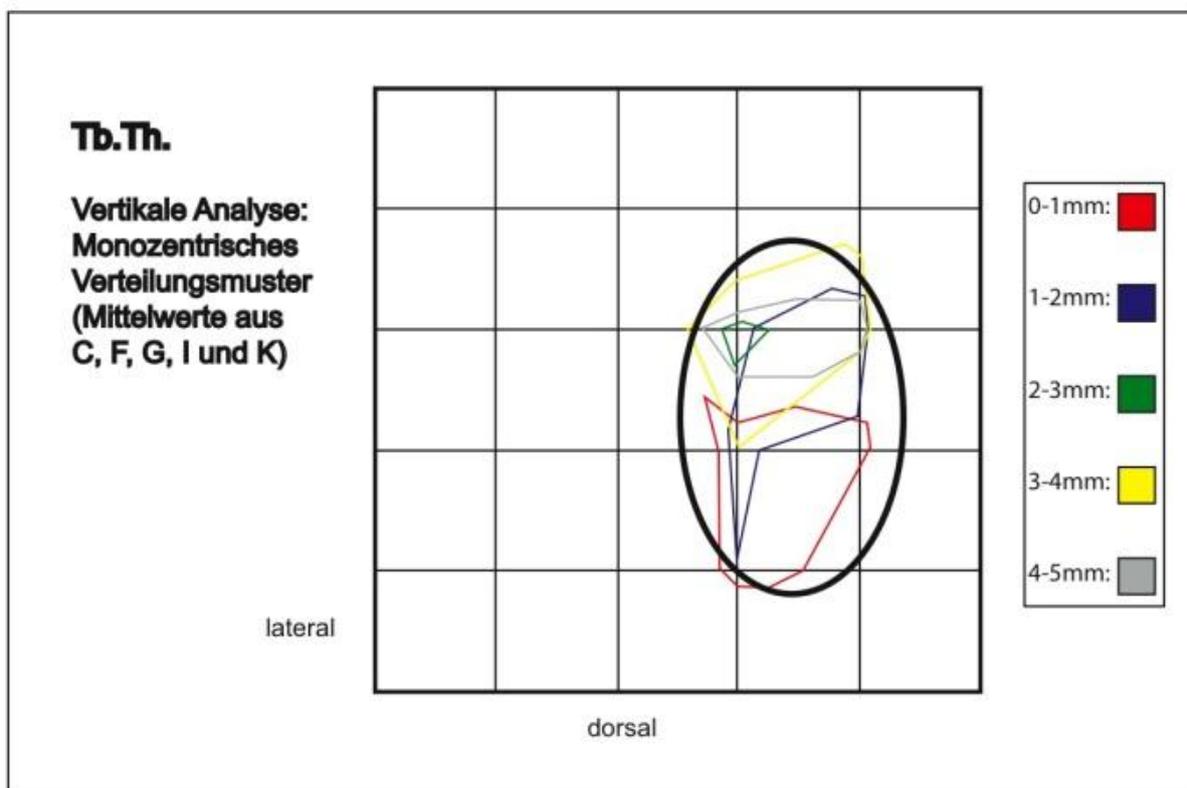


Abb 3.1-12: Summationsschemata Tb.Th, **monozentrisches** Muster: Darstellung der vertikalen Analyse

Zusammenfassung Tb.Th: Die Dicke der trabekulären Strukturen im subartikulären Knochen ist inhomogen verteilt. Dabei lassen sich unterschiedliche Muster identifizieren, nach denen die untersuchten Tali sich einem monozentrischen bzw. einem bizentrischen Typus zuordnen lassen.

Hohe Werte für Tb.Th wurden einerseits zentromedial (monozentrisches Muster) sowie ventromedial und ventrolateral (bizentrisches Muster) gemessen. Mit zunehmender Knochentiefe nehmen die absoluten Maximalwerte ab.

3.1.4 Trabecular Separation (Tb.Sp)

Als *trabekuläre Separation* lässt sich der mittlere Abstand zwischen den einzelnen Trabekeln beschreiben. Gemessen wird der maximale Abstand der nicht-knochendichten Voxel zwischen den dichten Voxel der Trabekel. Höhere Werte ergeben sich damit – im Unterschied zu den bisher betrachteten Parametern - für *weniger mineralisierte* Spongiosaanteile.

Die Befunde der Maximalwerte dieses Parameters lassen im Falle der **bizentrischen** Gruppe eine Konzentration dorsolateral erkennen (Abb 3.1-13 und Abb 3.1-14). Auch bei den fünf Tali mit dem **monozentrischen** Verteilungsmuster erscheinen dorsolateral die Trabekel der subartikulären Spongiosa vermehrt separiert, neben einem zusätzlichen zentrolateralen Areal (Abb 3.1.15). Mit zunehmender Schichttiefe ist nur im monozentrischen Muster eine Abnahme der Maximalwerte erkennbar (Abb 3.1-16).

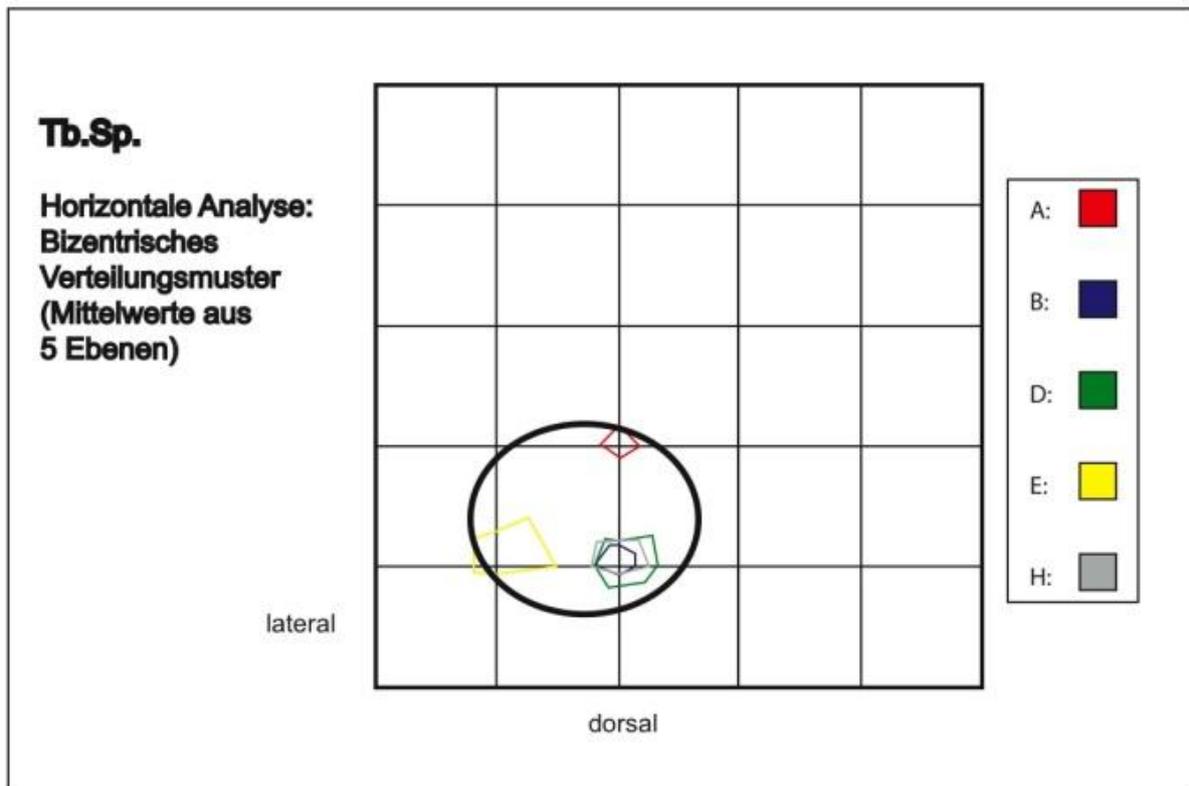


Abb 3.1-13: Summationsschemata Tb.Sp, Gruppe **bizentrisches** Muster: Darstellung der horizontalen Analyse

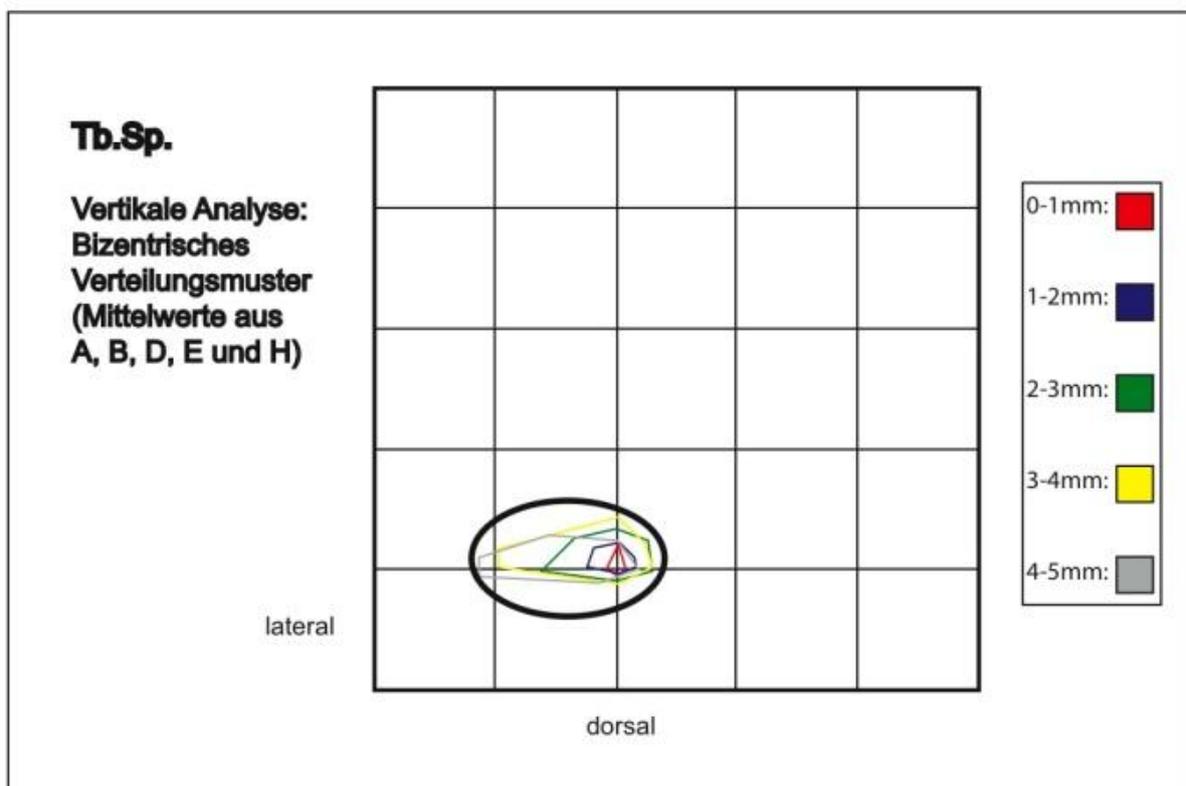


Abb 3.1-14: Summationsschemata Tb.Sp, Gruppe **bizentrisches** Muster: Darstellung der vertikalen Analyse

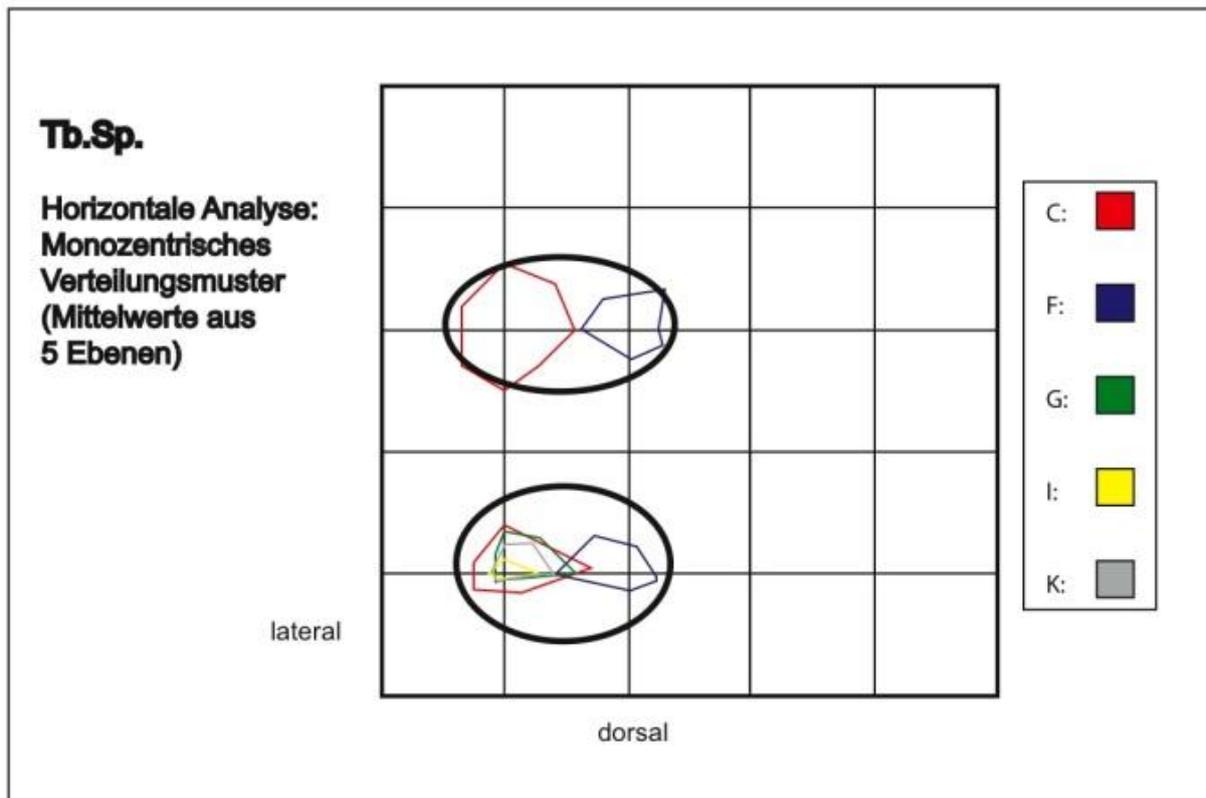


Abb 4.1-15: Summationsschemata Tb.Sp, Gruppe **monozentrisches** Muster: Darstellung der horizontalen Analyse

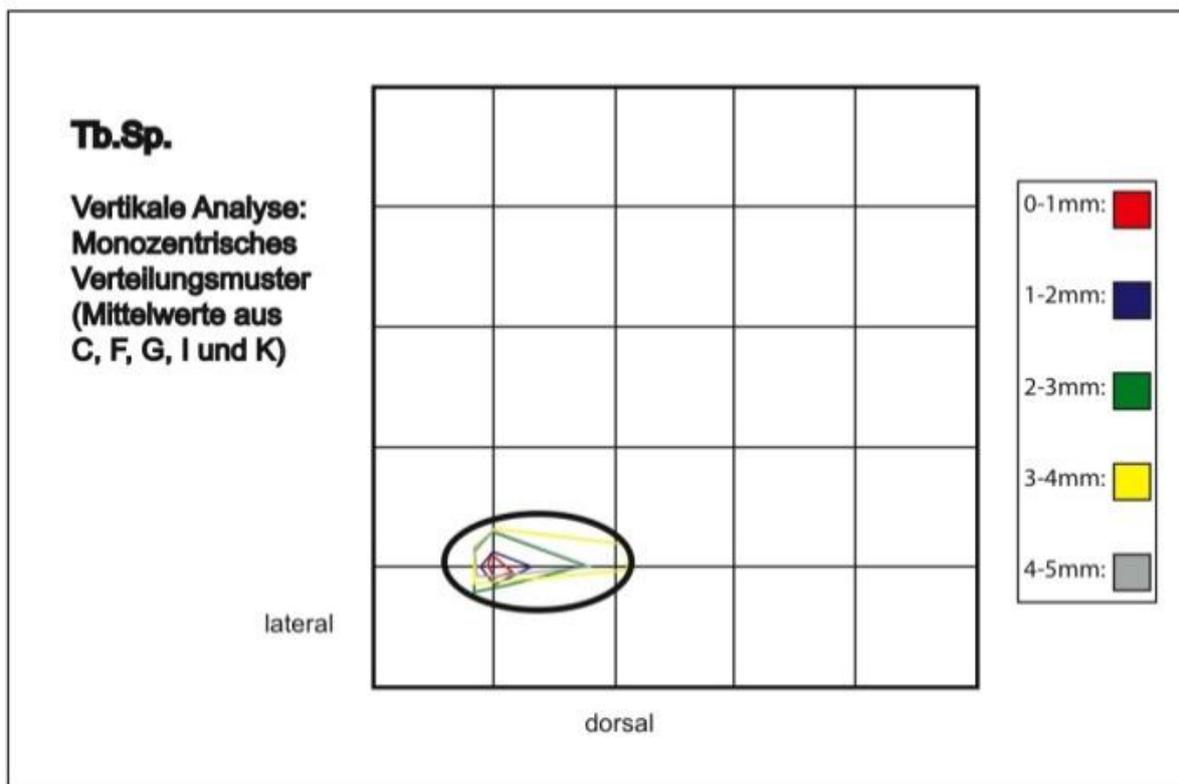


Abb 4.1-16: Summationsschemata Tb.Sp, Gruppe **monozentrisches** Muster: Darstellung der vertikalen Analyse

Zusammenfassung Tb.Sp: Die ermittelten Werte für Tb.Sp (= mittlerer Abstand zwischen trabekulären Strukturen) sind innerhalb des subartikulären Knochens der Trochlea tali nicht homogen verteilt. Hohe Werte für Tb.Sp wurden in der lateralen Talushälfte gemessen, hauptsächlich dorsolateral.

3.2 Strukturelle Parameter

3.2.1 Structure Model Index (SMI)

Mit Hilfe des Structure Model Index wird bei der Befundung spongiösen Knochens die anteilmässige Verteilung von Platten und Stäbchen unterschieden. Das ideale Plattenmodell wird durch den Wert 0, das ideale Stabmodell durch 3, ausgedrückt.

Die Verteilung erscheint beim Vergleich aller zehn Tali - im Unterschied zu den beschriebenen numerischen Parametern - eher homogen. Für die Darstellung wird nachfolgend aber die getrennte Betrachtung der beiden Gruppen „bizentrisches“ und „monozentrisches“ Muster beibehalten (siehe Abb 3.2-1 bis 4).

Bei den Tali A, B und D (in der **bizentrischen** Gruppe) sind laterodorsal höhere Werte von SMI erkennbar. Bei E und H lassen sich zusätzlich ventrale Maxima beschreiben (Abb 3.2-1).

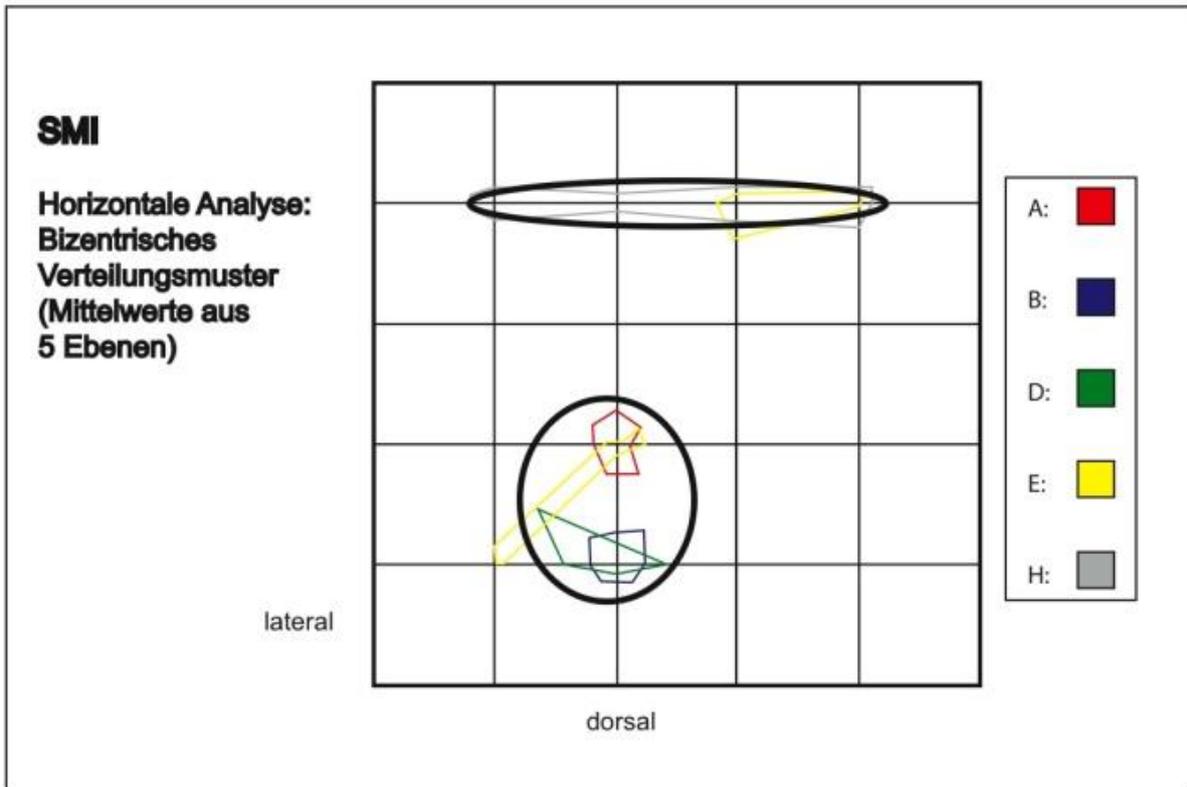


Abb 3.2-1: Summationsschemata SMI, Gruppe **bizentrisches** Muster: Darstellung der horizontalen Analyse

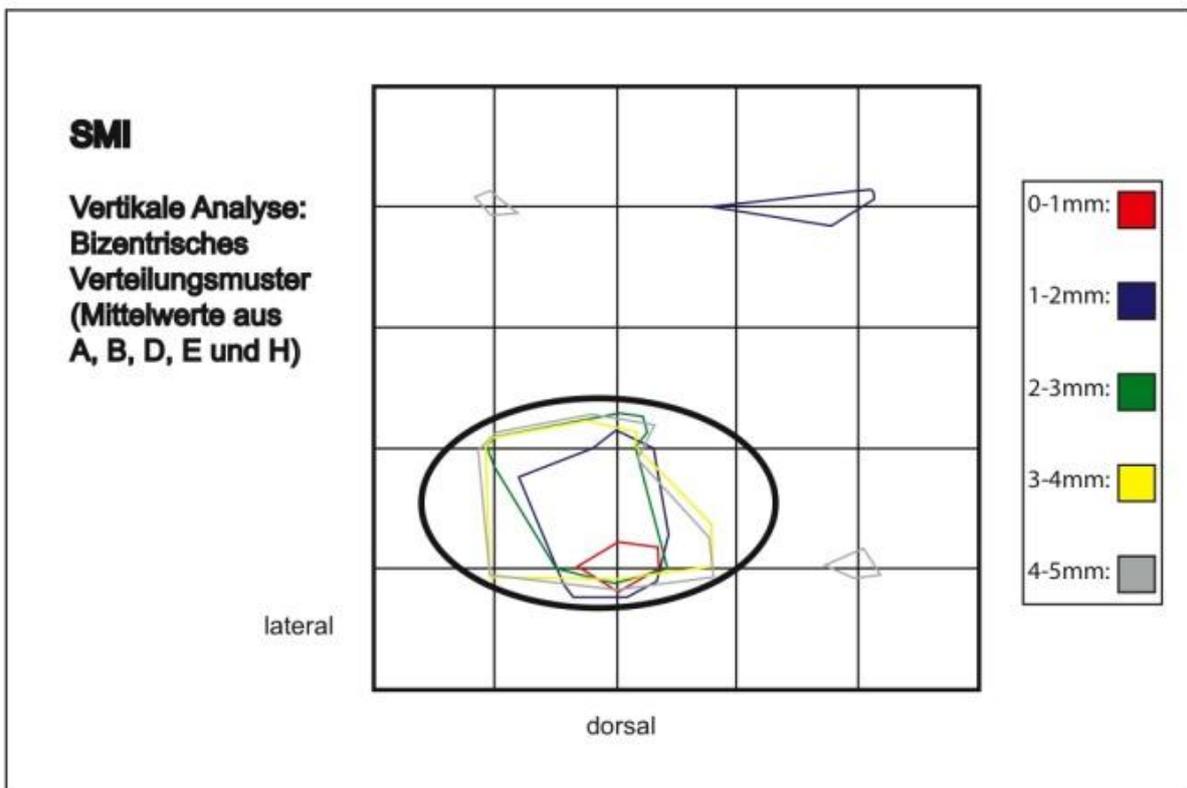


Abb 3.2-2: Summationsschemata SMI, Gruppe **bizentrisches** Muster: Darstellung der vertikalen Analyse

Im Fall der **monozentrischen** Tali C, F, I und K findet man eindeutige Maxima in der lateralen Talushälfte. Das Verhältnis von Platten und Stäbchen bei den Tali dieser Gruppe erscheint recht ausgewogen (besonders in zunehmender Tiefe), jedoch mit der Tendenz zu stäbchenreicheren Arealen ventrolateral und dorsolateral (Abb 3.2-3 und 4).

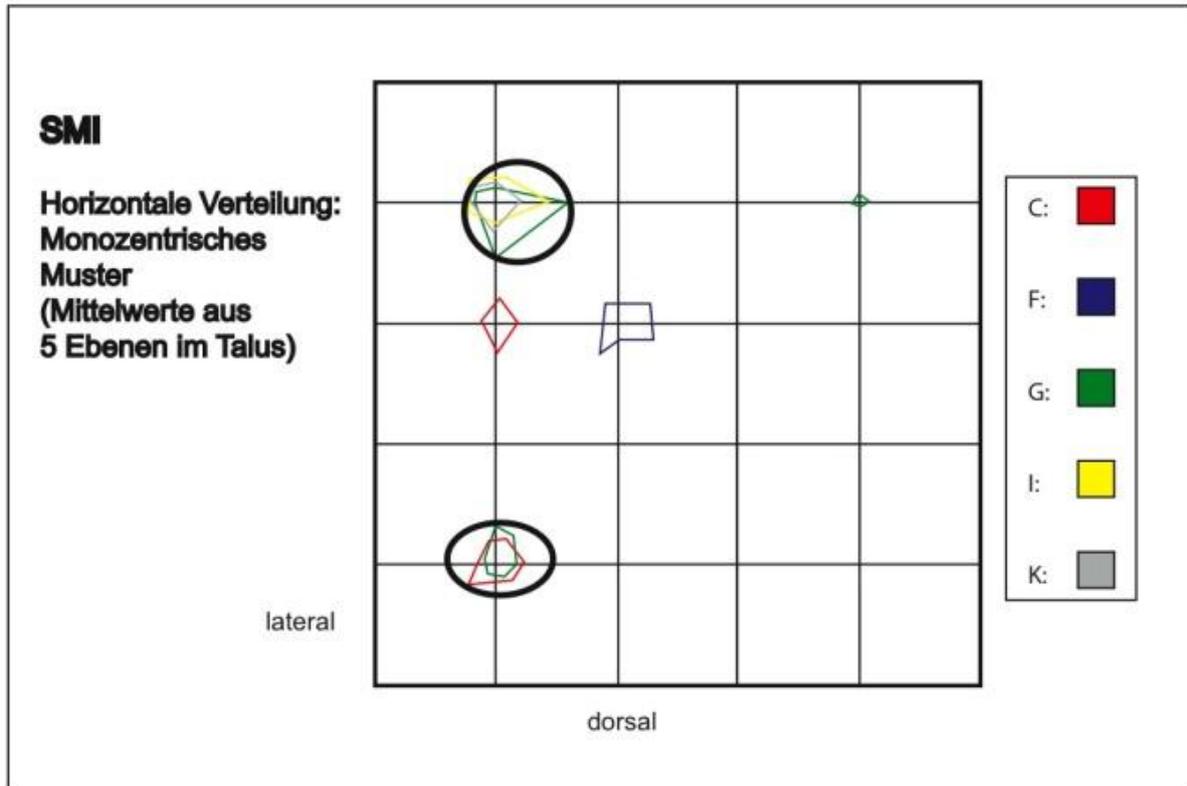


Abb 3.2-3: Summationsschemata SMI, Gruppe **monozentrisches** Muster: Darstellung der horizontalen Analyse

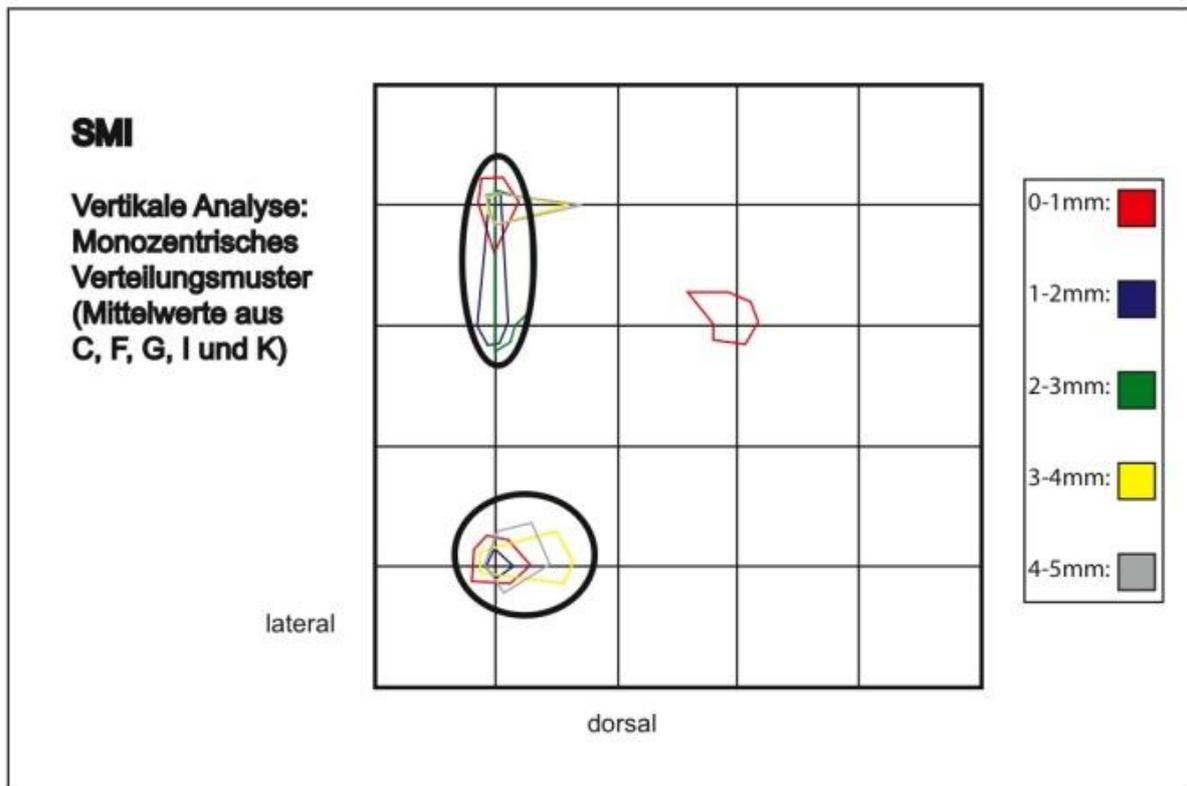


Abb 3.2-4: Summationsschemata SMI, Gruppe **monozentrisches** Muster: Darstellung der vertikalen Analyse

Zusammenfassung SMI: Die ermittelten Werte für SMI sind – verglichen mit den numerischen Parametern - innerhalb der Trochlea tali relativ homogen verteilt. Höhere Werte für SMI wurden vor allem in der lateralen Talushälfte gemessen.

3.2.2 Degree of anisotropy (DA)

Mit diesem Parameter kann die räumliche Anordnung der Trabekel beschrieben werden. Je höher DA, desto geordneter ist die Orientierung der Knochen- und Höhlenstruktur innerhalb der Probe.

Die Befunde aller zehn Tali, die mit diesem Parameter erhoben wurden, liessen eine grosse Vielfalt erkennen ohne auffällige Tendenz zu einer strukturellen Konzentration. Es zeigten sich weder in horizontaler noch vertikaler Analyse Regelmässigkeiten, die Verteilung der Maxima erscheint zufällig. Bei den meisten Tali war eine diffus mehrzentrische Verteilung ersichtlich. Im vertikalen Vergleich der verschiedenen Messtiefen war kaum eine Kongruenz zu beobachten. Aus diesen Gründen erscheint es nicht möglich, vergleichende Aussagen zu den Befunden

dieses Parameters zu machen. Als Illustration dient die Abbildung 3.2-5, eine horizontale Betrachtung der kartographischen Darstellung aller zehn Tali in der Schichttiefe 0 bis 1 mm.

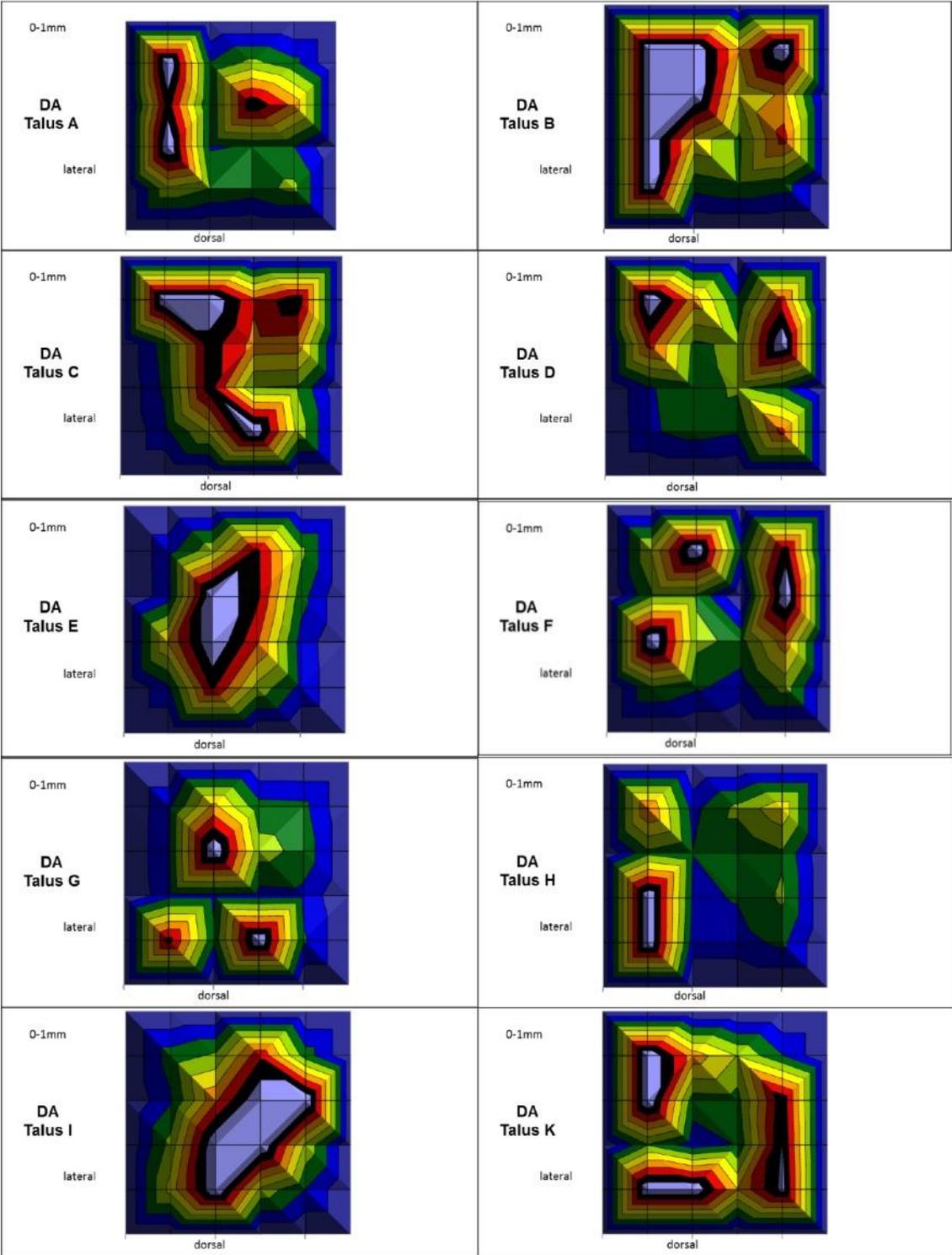


Abb 3.2-5: Horizontale Betrachtung DA, Tali: A-K, Ebene: 0-1 mm

3.3 Korrelation der heterogen verteilten Parameter

Die vier numerischen Parameter zeichnen sich durch eine heterogene Verteilung der ermittelten Maximalwerte aus. Sie sind in den nachfolgenden Darstellungen (Abb 3.3-1 und 3.3-2) zusammengefasst. Es handelt sich um schematische Darstellungen, mit denen die Verteilung von Maximalwerten der vier numerischen Parameter sichtbar gemacht wird. Im Hintergrund ist skizzenhaft ein Talus mit seiner Trochlea erkennbar. Das Raster und die geometrische Formen entsprechen den Abbildungen der Summationsdarstellungen aus Kap. 3.1.

Mit den Farben rot, orange und gelb sind die Maximalwertbereiche der Parameter BV/TV, Tb.N und Tb.Th dargestellt. Ihre Maximalwerte zeigen Areale höherer Knochendichte an. Blau sind dagegen die Maximalwertbereiche von Tb.Sp eingezeichnet. Sie können in Arealen niedriger Knochendichte gefunden werden.

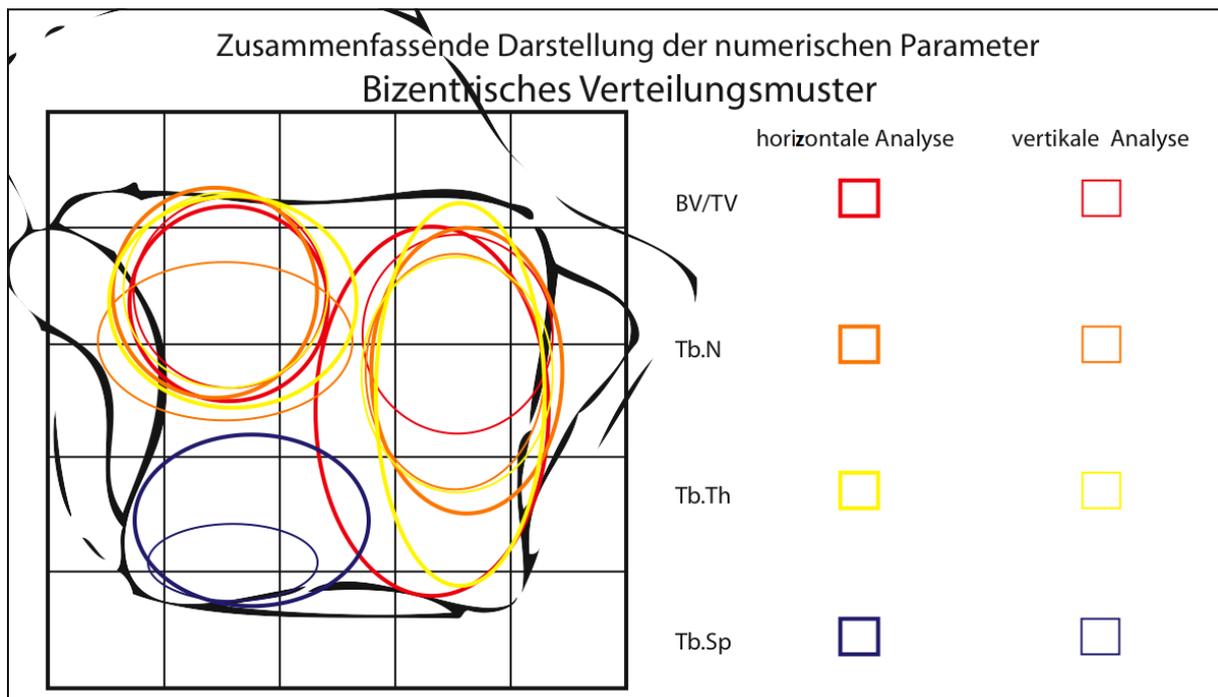


Abb 3.3-1: Schematische Darstellungen der Verteilung von Maximalwerten der vier numerischen Parameter. Bizentrisches Verteilungsbild (Raster: links = lateral, unten = dorsal).

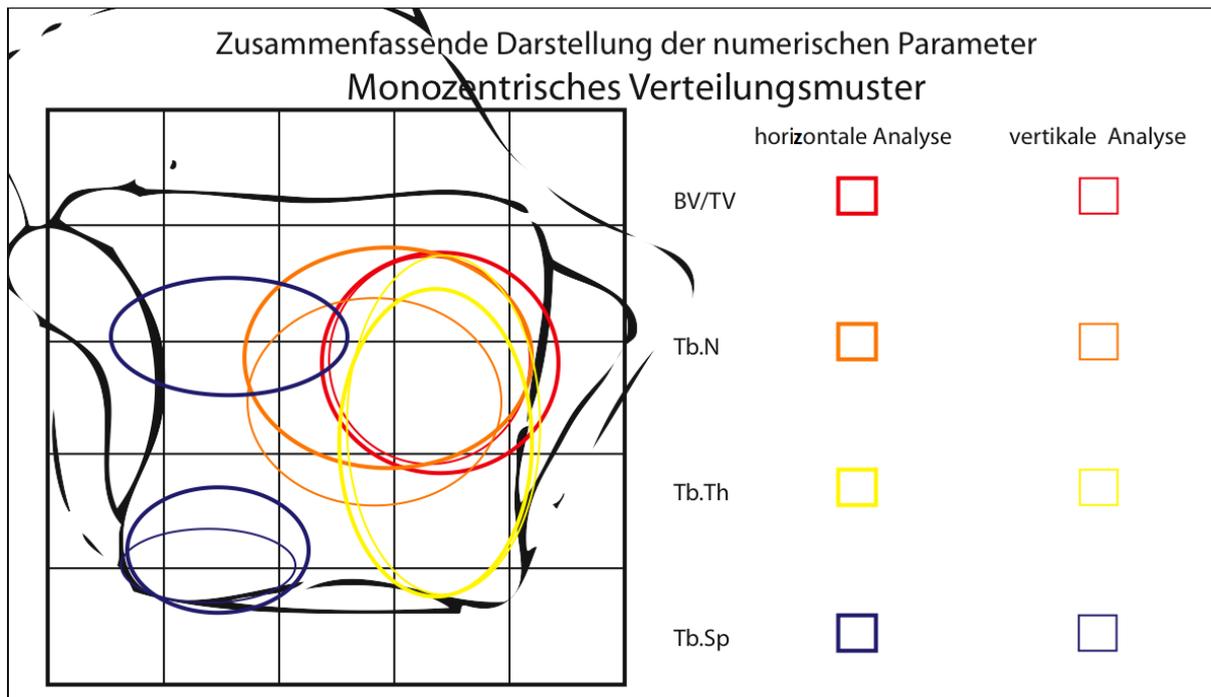


Abb 3.3-2: Schematische Darstellungen der Verteilung von Maximalwerten der vier numerischen Parameter. Monozentrisches Verteilungsbild (Raster: links = lateral, unten = dorsal).

3.4 Interindividuelle Unterschiede

Die jeweiligen gemessenen Werte für die untersuchten mikrocomputer-tomographischen Parameter zeigten bei den zehn untersuchten Tali teilweise beträchtliche Unterschiede der absoluten Messwerte. Der individuelle Mineralisierungsgrad jeder Probe und die Struktur der untersuchten Knochengewebe scheinen also sehr unterschiedlich zu sein. So liegen beispielsweise die Maximalwerte der Parameter BV/TV oder Tb.N in Talus H nur wenig über den durchschnittlich gemessenen Minimalwerten für dieselben Parameter von Talus F.

In den Tabellen im Anhang sind für die zehn untersuchten Tali die jeweiligen Minimal- und Maximalwerte aller Parameter aufgelistet (siehe 7.1.).

Um die verschiedenen Tali trotzdem adäquat vergleichen und synoptisch betrachten zu können, wurden kartographische Darstellungen generiert (siehe Kap 2.2). So konnte die regionale Verteilung der Parameter über die gesamte Trochleaoberfläche und die typischen Inhomogenitäten der subartikulären Spongiosa visualisiert werden (siehe Abb unter 7.2.1).

Zur Verdeutlichung der individuellen Unterschiede dient die nachfolgende Abb 3.3-3. Sie stellt eine dorsolateral gelegene Gewebesäule aus Talus H einer ventromedialen Säule aus Talus F gegenüber.

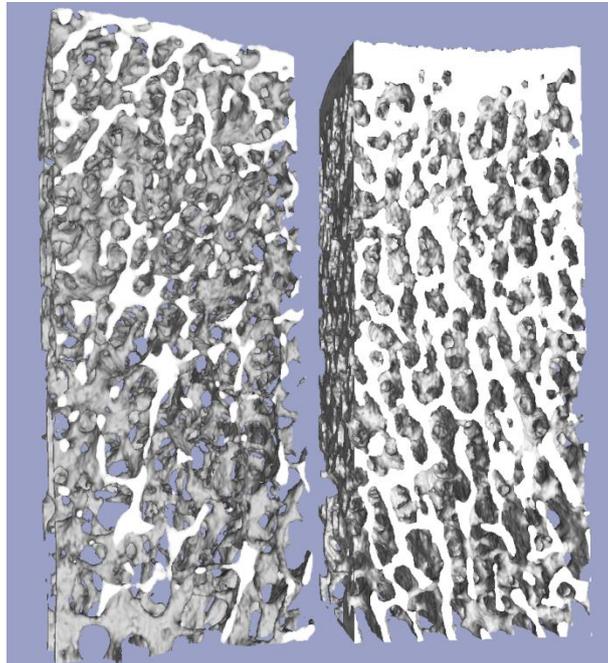


Abb 3.3-3: : Rekonstruktion einer Mikro-CT Aufnahme von trabekulärem Knochen aus Talus H und F
Links: dorsolaterale Säule aus Talus H, rechts: ventromediale Säule aus Talus F

4 Diskussion

4.1 Material und Methodik

Bei der Bewertung der Ergebnisse muss das hohe Lebensalter der Leichenpräparate berücksichtigt werden. Die zehn untersuchten Trochleae tali stammen von Menschen im Alter von 72 bis 91 Jahren (Durchschnittsalter 85.4 Jahre). Sämtliche Präparate wurden in einem Zeitraum von Ende 2005 bis Anfang 2007 fixiert und sind damit untereinander vergleichbar.

Die präparierten Tali wurden mittels Mikro-CT untersucht. Die Auswertung der Vielzahl von erhaltenen Messdaten erfolgte nach einer methodischen Komprimierung, und die Ergebnisse werden synoptisch graphisch dargestellt. Diese Vereinfachung war nötig, um die riesige Datenmenge darstellerisch zu bewältigen (vgl. Abb unter 7.2.1. und 7.2.2.). Erst durch die vergleichende Zusammenfassung der Mittelwerte liessen sich typisierende Muster und Analogien herausarbeiten.

4.1.1 Mikro-CT

Für die In-vitro-Befundung knöcherner Strukturen stehen seit langem makroskopisch deskriptive oder osteodensitometrische Verfahren zur Verfügung, wie für die mikroskopische Begutachtung solche der Histomorphometrie: die Diagnostik von Dünnschnitten ist eine seit Jahrzehnten etablierte Methode, um Strukturparameter wie Trabekeldicke und -abstand zu quantifizieren. Die Nachteile dieser Verfahren liegen neben der aufwändigen Probenpräparation vor allem darin, dass für die Interpretation zweidimensionaler Schnitte für die dritte Dimension Modellannahmen getroffen werden müssen, die nicht immer erfüllt sind [9].

Als Alternative zur Histomorphometrie wurden in den vergangenen Jahren Technologien der Mikro-Computer Tomographie entwickelt. Den Nachteilen grossen apparativen Aufwandes und der Begrenzung auf relativ kleine Probenvolumina steht entgegen, dass damit eine non-destruktive Evaluation der Knochenarchitektur möglich wird. Weiterhin entfällt der teilweise sehr grosse Aufwand für die Erstellung, Färbung oder radiologische Auswertung serieller Dünnschnitte. Laut Engelke et al. [9] muss man berücksichtigen, dass auch innerhalb kleiner trabekulärer Volumina der

Wert histomorphometrischer Strukturparameter zwischen 10 und 20 Prozent schwanken kann.

Auch für Mikro-CT Verfahren gilt die Abhängigkeit histomorphometrischer und anderer Strukturparameter von der Auflösung des bildgebenden Verfahrens und von der exponentiell steigenden Datenmenge bei erhöhter Auflösung. Wenn die Ortsauflösung in Mikro-CT Datensätzen durch Mittelung über mehrere Voxel künstlich herabgesetzt wird, steigt zwar die absolute Fehlerzahl. Da aber lineare Relationen zwischen Messfehler und Auflösung innerhalb bestimmter Grenzen bekannt sind, können diese Fehler durch einen entsprechenden Korrekturfaktor reduziert werden [57]. Auch konnte gezeigt werden, dass bei vergleichenden Messungen zwischen Mikro-CT und quantitativen CT für bestimmte Parameter – BV/TV, Tb.N, Tb.Th und Tb.Sp - eine gute Übereinstimmung besteht [56]. Diese Parameter scheinen vom μm -Bereich bis zu einer isotropen Auflösung von 170 μm gut geeignet, um feingewebliche Beurteilungen knöcherner Strukturen durchzuführen.

4.1.2 Graphische Darstellung der Ergebnisse

Die sich aus der Mikro-CT Untersuchung ergebenden Messdaten wurden in Graphiken überführt, die analog den Höhenkurven kartographischer Darstellungen die Verteilung von minimalen bis maximalen Messwerten über die Kontur der untersuchten Trochleae visualisieren. Die synoptische Betrachtung von einander entsprechenden Ebenen mehrerer Tali („horizontale Einzelschichtanalyse“, siehe Abb 2.1-1) erlaubte einen Vergleich und das Gegenüberstellen von Proben mit unterschiedlichen Charakteristika. So konnten die Merkmale der beiden Gruppen „*bizentrisches*“ sowie „*monozentrisches* Verteilungsmuster“ herausgefiltert und dargestellt werden.

Um die teilweise verwirrende Vielgestaltigkeit der mehrfarbigen kartographischen Bilder eindeutiger vergleichbar zu machen, wurden deren Areale mit Maximalwerten auf eine Schemazeichnung exakt übertragen. Derartig dargestellte Felder liessen sich in wesentlich klarerer Darstellung übereinander projizieren und die Lokalisation bestimmter Merkmale sichtbar werden („Summationsschemata“).

Dabei werden in dieser Arbeit stets die Ergebnisse der beiden Darstellungsmethoden „horizontale“ und „vertikale Analyse“ gemeinsam betrachtet. Es hat sich gezeigt, dass sich mit den Abbildungen der vertikalen Analyse die Areale maximaler Messwerte eindeutiger lokalisieren liessen. Eine Erklärung dafür könnte sein, dass bei der *horizontalen Analyse* Mittelwerte einzelner Tali miteinander verglichen werden, wobei die individuellen Merkmale jedes einzelnen Talus stärker ins Gewicht fallen. Bei der *vertikalen Analyse* werden Mittelwerte aus allen Tali einer Gruppe gebildet und diese anschliessend in vertikaler Summation zusammengefasst. Dabei werden die Eigenschaften aller Tali einer Gruppe auf verschiedenen Ebenen verglichen.

4.2 Ergebnisse

Die vorliegende Arbeit hatte unter anderem zum Ziel, die eingangs gestellten Fragen (siehe Kap 1.3.) zu beantworten. Die folgenden Kapitel 4.2.1. bis 4.2.4. beziehen sich auf die dort formulierten Fragen.

4.2.1 Regional unterschiedliche Knochenarchitektur und strukturelle Muster

Die Vermutung, dass sich in der subartikulären Spongiosa des Talus unterschiedliche trabekuläre Strukturen erkennen lassen, basierte einerseits auf Befunden, die bisher vor allem aus histomorphometrischen Studien bekannt waren. Andererseits haben frühere Untersuchungen von Müller-Gerbl et al. [1, 10, 11, 32] gezeigt, wie sich strukturelle Anpassungen an Beanspruchungen in grossen Gelenken in der subchondralen Knochenlamelle erkennen lassen.

In der vorliegenden Untersuchung erlauben es insbesondere die Befunde der numerischen Parameter BV/TV, Tb.N und Tb.Th, zwei unterschiedliche Muster für die inhomogene Verteilung von Maximalwerten zu erkennen. Dabei liessen sich Areale „grösserer Dichte“ in der Spongiosa beschreiben, in Form eines oder zweier Zentren. Jeweils fünf der untersuchten Tali zeigten eines dieser beiden Verteilungsmuster und konnten somit einer dieser beiden Gruppen (**bizentrisches** und **monozentrisches** Verteilungsmuster) zugeteilt werden.

Dagegen beschreibt man mit dem Parameter Tb.Sp Areale mit vermehrter Separation trabekulärer Strukturen, worunter man in Begriffen histometrischer Visualisierung eine eher „aufgelockerte“ Spongiosa verstehen könnte. Folgerichtig konnten derartige Areale vor allem dort nachgewiesen werden, wo die vorher genannten Parameter keine Knochenverdichtung erkennen liessen - projiziert auf die Trochleaoberfläche in lateralen und besonders dorsolateralen Regionen. Dies gilt in gleicher Weise für oberflächennahe wie auch für tiefe Knochenschichten.

Der strukturelle Parameter SMI wurde definiert, um im trabekulären Knochen die Verteilung von platten- und stäbchenförmigen Strukturen beschreiben zu können. Bei den von uns untersuchten Tali liessen sich Areale mit vermehrten Stäbchen besonders in der lateralen Hälfte beobachten, in der monozentrischen Gruppe sowohl ventrolateral wie dorsolateral, in der bizentrischen Gruppe eher dorsolateral konzentriert.

Einzig mit dem zweiten strukturellen Parameter, dem *degree of anisotropy* DA, konnten keine typischen Verteilungsmuster beschrieben werden. Zwar fanden sich jeweils eindeutige Zonen mit höheren Maximalwerten, die eine vermehrte gleichgerichtete Orientierung der trabekulären Strukturen erkennen lassen. Solche Areale sind aber bei allen zehn Tali unterschiedlich gross und sehr unterschiedlich verteilt, dies in allen fünf Gewebsschichten.

Überlegungen zum geometrischen Mittelpunkt der Trochlea tali:

Betrachtet man die Lage der Trochlea in Relation zum gesamten Korpus des Talus in axialer Richtung von kranial - in Richtung der auftreffenden Kräfte bei aufrechtem Stand -, dann fällt auf, dass ein virtuelles Zentrum des kräfteverteilenden Talus sich auf das mediale Drittel der ventralen Trochlea projiziert. Wohl auch deshalb liessen sich in dieser Region Areale „grösster Dichte“ sowohl im bizentrischen als auch im monozentrischen Verteilungsmuster finden. Dies könnte man als beste Form struktureller Adaptation begreifen (Abb 4.2-1).

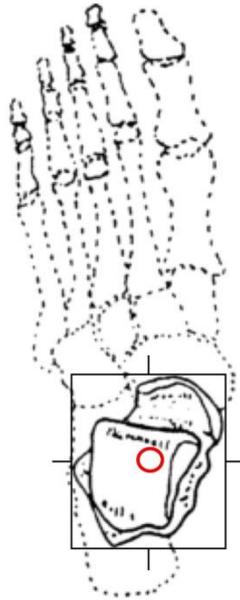


Abb. 4.2-1: Geometrischer Mittelpunkt als Zentrum axialer Belastung auf dem Talus (umgezeichnet aus PAL und ROTAL [5])

4.2.2 Veränderung der Knochenstruktur bei zunehmender Gewebetiefe

Anhand der Befunde mehrerer Parameter kann durch unsere Mikro-CT Untersuchung bestätigt werden, dass sich Strukturunterschiede des trabekulären Knochens einerseits unmittelbar subartikulär wie auch in spongiösen Knochen volumina grösserer Tiefe (1 bis 5 mm) nachweisen lassen. Für die absolute Grösse der gemessenen Maximalwerte in den jeweiligen Schichtebenen gilt, dass diese in grösserer Tiefe abnehmen, während sich die Areale gleich hoher Werte flächenmässig vergrössern. Dies gilt hauptsächlich für die drei numerischen Parameter BV/TV, Tb.N und Tb.Th, die die Menge und volumetrische Verteilung der mineralisierten Knochenanteile beschreiben.

Eine Erklärung hierfür könnte sein, dass die auf eine relativ kleine Fläche der Trochlea auftreffenden axialen Kräfte über den Korpus des Talus vorwiegend nach dorsokaudal und nach ventral verteilt werden [6, 7] und die Kraftlinien dabei nach peripher divergieren (siehe Abb 4.2-2)

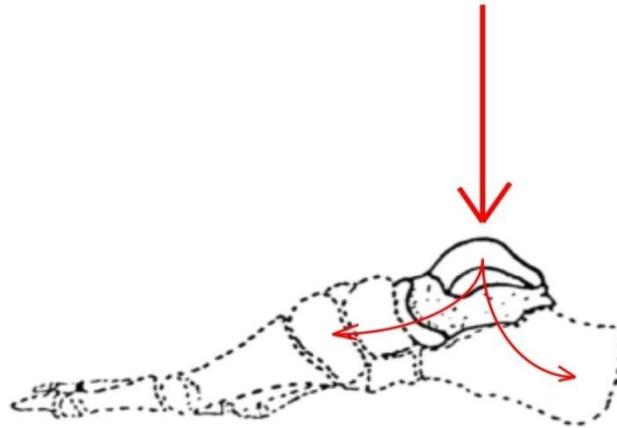


Abb. 4.2-2: Verteilung axialer Druckbelastung durch den Talus auf das Fußskelett (umgezeichnet nach PAL und ROUNTAL [5])

4.2.3 Qualitative und quantitative Aussagen zum subartikulären Knochen

In der vorliegenden Arbeit wird anhand verschiedener Parameter einer Mikro-CT-Untersuchung die Architektur der subartikulären Spongiosa der Trochlea tali beschrieben. Die Parameter sind zwar inhomogen verteilt, lassen sich aber 2 verschiedenen, reproduzierbaren Mustern spongiöser Mikroarchitektur zuordnen. Die dargestellten Ergebnisse und insbesondere die Verteilungsmuster der Maximalwerte der vier numerischen Parameter korrelieren in den jeweiligen Bereichen mit den Befunden in der Literatur:

Pal und Rountal [5] haben in ihrer Arbeit dargestellt, wie die trabekulären Strukturen in der Spongiosa des menschlichen Talus sich entlang der Richtung vermuteter Kraftlinien ausrichten. Sie fanden insbesondere vertikale Plattenstrukturen, die vorwiegend dorsoventral ausgerichtet waren; diese fanden sie verbunden durch ein irregulär ausgerichtetes Netzwerk von Knochen trabekeln, denen sie die Eigenschaft zuerkennen, auf wechselnde Belastungsrichtungen und Art der Kräfte adaptiv reagieren zu können.

Athavale et al. [7] beschrieben, dass sich die Spongiosaplättchen in einem Areal, das die dorsalen zwei Drittel der lateralen Trochleahälfte umfasst (Abb 4.2-3, grün), vorwiegend vertikal hinab zum Calcaneus erstrecken.

Dagegen verlaufen andere trabekuläre Strukturen, ausgehend vom ventralen Drittel der Trochlea und den zentralen Anteilen der medialen Hälfte, vorwiegend nach ventral zu Hals und Kopf des Talus in Richtung Os naviculare (Abb. 4.2-3, rot).

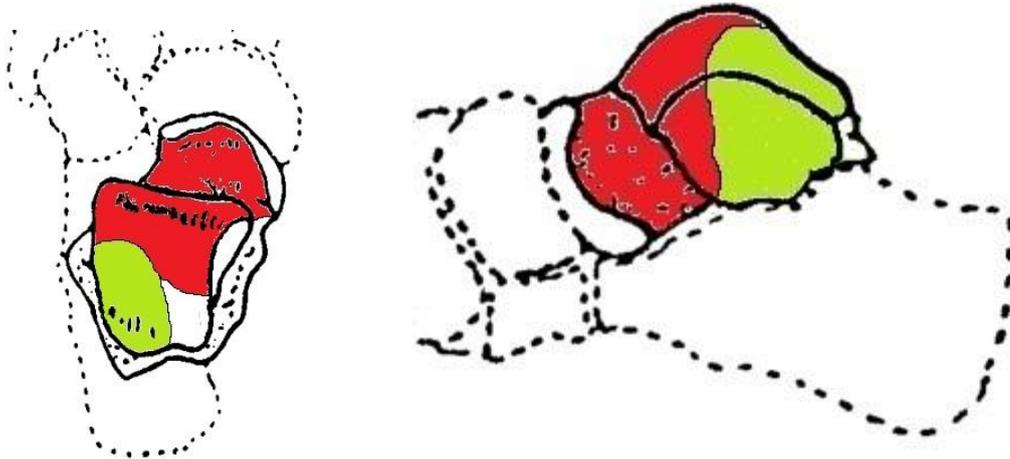


Abb 4.2-3: Skizze eines linken Talus – von kranial (links) und lateral (rechts) mit Arealen unterschiedlicher Orientierung trabekulärer Strukturen, nach ATHAVALE et al. und EBRAHEIM et al. / umgezeichnet nach PAL und ROTAL [5]

Auch den erläuternden Skizzen von Ebraheim et al. [6] ist eine ähnliche Verteilung in der Verlaufsrichtung der von diesen Autoren beschriebenen Strukturen zu entnehmen.

Müller-Gerbl [1] beschreibt, dass sich die dicksten Knorpelschichten auf der Trochlea tali entlang der medialen Rollkante und in einem Areal im Zentrum der lateralen Seitenfläche finden lassen. Ebenso stellt sie dar, dass auch die Verteilung der subchondralen Mineralisierung (was ebenfalls als morphologisches Korrelat der individuellen Gelenkbelastung zu betrachten sei) am Talus am häufigsten ein bizentrisches Muster erkennen lässt mit Maxima im Bereich der ventromedialen und ventrolateralen Trochlea. Bei einem zweiten, monozentrischen Verteilmuster liegen diese Areale grösster Mineralisierung ventromedial oder ungefähr im Zentrum der Trochlea (siehe Abb 1.2-3 und 1.2-4).

Vergleicht man die Absolutwerte einzelner Parameter für die untersuchten zehn Tali dieser Mikro-CT Analyse, so finden sich bedeutende interindividuelle Unterschiede in Bezug auf das Niveau der Mineralisierung insgesamt. Hingegen war die Lokalisation der Areale mit stärker sowie weniger mineralisierter Spongiosa interindividuell

ähnlich verteilt und lokalisiert. Deshalb liessen sich diese in zwei Gruppen mit vergleichbaren Mustern zusammenfassen (mono- und bizen-trischer Verteilungstypus). Ähnliche Verteilungsmuster sind aus früheren Untersuchungen der subchondralen Lamelle bekannt. Diese Muster konnten in Zusammenhang gestellt werden mit der unterschiedlichen lokalen Beanspruchung. Stark beanspruchte Areale der Trochlea zeigten einen höheren Mineralisierungsgrad des subchondralen Knochens wie auch in der vorliegenden Arbeit in der subartikulären Spongiosa.

Die absoluten Werte für das Ausmass knöcherner Mineralisierung (absolute Maximal- und Minimalwerte siehe Kap 7.1) ist individuell deutlich unterschiedlich. Das kann auf verschiedene Ursachen zurückgeführt werden. Es gilt einerseits für pathologisch bedingte Veränderungen, die den Knochenstoffwechsel insgesamt betreffen (z.B. Osteoporose, hormonelle Störungen oder Immobilisierung), andererseits aber auch für physiologische Verschiedenheiten. Dabei sei die körperliche Aktivität, eine Zunahme des Körpergewichts, das Geschlecht oder das Alter des Spenders genannt. Das bedeutet, dass das Mineralisierungsniveau insgesamt von allgemeinen Faktoren (endokrin, stoffwechselbedingt oder aktivitätsabhängig) beeinflusst wird, die Verteilung der Dichte und die Struktur innerhalb der Gelenkfläche aber von lokalen mechanischen Faktoren (v.a. längerfristiger Gelenkdruck) beeinflusst werden.

Die beschränkte Anzahl von 10 ausgewerteten Tali und eine nicht ausführliche Dokumentation der Lebensgewohnheiten der Spender liess keine eindeutige Interpretation der interindividuellen Messergebnisse zu.

4.2.4 Überlegungen zum Zusammenhang von Form und Funktion

Athavale et al. [7] weisen darauf hin, dass - im Gegensatz etwa zu Femur und Calcaneus - die interne Architektur des Talus noch wenig untersucht ist. Dabei dient der Talus, als Teil des oberen Sprunggelenks, der Verteilung beträchtlicher Lasten von der unteren Extremität auf den Fuss. Es ist zu erwarten, dass die innere Architektur des Talus sich als an diese Belastungen funktionell adaptiert erweist.

Mühlhofer et al. [29] korrelieren Zonen mit erhöhter Mineralisation im subchondralen Knochen mit der Beanspruchung der Oberfläche über längere Zeiträume, was sie - wie auch Müller-Gerbl [1] - als Korrelat einer entsprechenden *loading history* betrachten. Sie konnten auch mittels Indentationstests zeigen, dass eine höhere

Mineralisationsdichte mit grösserer mechanischer Belastbarkeit des subchondralen Knochens einhergeht.

Weileder [20] bezeichnete typische Areale erhöhter subchondraler Mineralisierung mit Zonen gesteigerter mechanischer Belastung, unter Berücksichtigung der physiologischen Inkongruenz im oberen Sprunggelenk. Bei strukturell flachen wie auch tiefen Talusrollen unterliegen unterschiedliche Bereiche der Trochlea während der physiologischen Bewegungsabfolge maximalen Druckbelastungen.

Barnett und Napier [58] haben modellhaft gezeigt, wie sich während der Abrollbewegung des Fusses die Areale maximaler Druckaufnahme auf der Trochleaoberfläche von ventral nach dorsal verschieben und gleichzeitig sich die Scharnierachse in der Frontalebene verschiebt.

Calhoun et al. [2] haben dargelegt, wie die Druckbelastungen des Körpergewichts - und ihre biomechanische Verstärkung während Bewegung - durch die untere Extremität axial auf die drei Artikulationsflächen der Talusrolle übertragen werden (Abb 4.2-4). Sie haben auch an die Befunde von Fick [19], Close [18] und anderen erinnert, wonach sich bei Dorsalflexionsstellung des Fusses die antagonistische Malleolengabel aufspreizt (im ventralen Drittel hat die Trochlea tali in der Regel ihre grösste Breite und verengt sich gegen dorsolateral). Calhoun et al. [2] haben gezeigt, dass sich bei Dorsalflexion (und bei experimentell konstanten axialen Kräften) die grössten Gelenkflächenareale mit maximaler Belastung im ventralen Drittel der Trochlea zeigen, wo ebenso wie auf den seitlichen Facies malleolares Spitzenwerte der Druckbelastung gemessen werden. Beim Abrollen des Fusses über die Neutralstellung in Plantarflexion verkleinern sich diese Flächenanteile (Abb 4.2-4). Smith und Reischl [21] sowie Stormont et al. [22] konnten zeigen, dass die Stabilität des oberen Sprunggelenks in Dorsalflexion am grössten ist, selbst dann wenn die lateralen Ligamente durchtrennt waren.

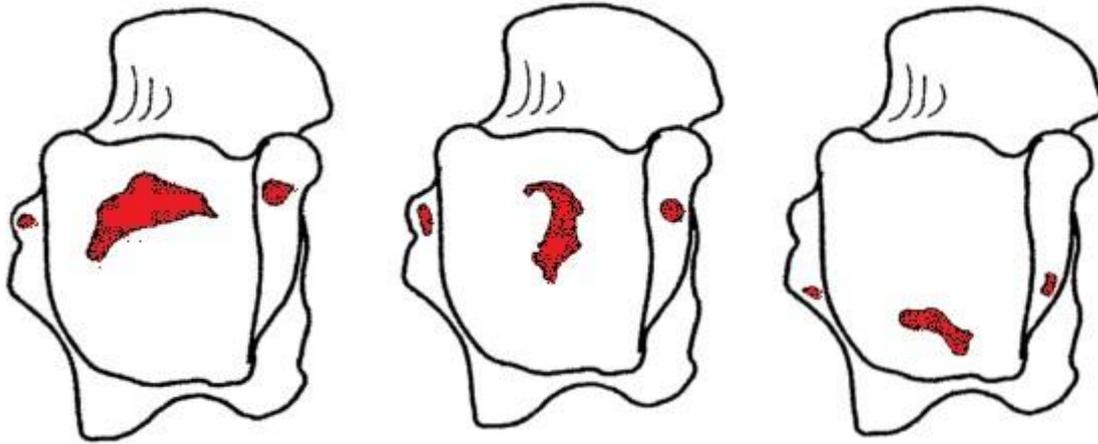


Abb 4.2-4: Kontaktzonen, Belastungsareale auf der Trochlea des linken Talus während Dorsiflexion (li), Neutralstellung (Mitte) und Plantarflexion – umgezeichnet nach CALHOUN et al. [2]

Das Aufdehnen der Syndesmosis tibiofibularis und die stabilisierende Führung durch die Tibia bei der Bewegungsphase Dorsalflexion - Neutralstellung beschrieben auch Reimann et al. [14].

Athavale et al. [7] betonen die Grundgesetzlichkeit, wonach die makroskopische und mikroskopische Architektur biologischer Strukturen in optimierter Weise die funktionelle Adaptation an deren biomechanische Belastung abbilden. So kann man annehmen, dass die makroskopisch grösste Stabilität des oberen Sprunggelenks in Dorsalflexion auch die Phase grösster mechanischer Belastung begleitet. Demnach ist auch zu erwarten, dass sich unterhalb der lastaufnehmenden Areale im ventralen Drittel der Trochlea (während der dargestellten Dorsalflexionsstellung des Fusses) auch die Regionen grösster Dichte in der subartikulären Spongiosa abbilden lassen.

Die Lokalisation der Maximalwerte unserer Messungen für die vier numerischen Parameter stehen im Einklang mit den beschriebenen Belastungszonen und können als funktionelle Adaptation im Sinne einer sogenannten *loading history* betrachtet werden.

5 Zusammenfassung

Die Druckaufnahme des Talus zur Kraftübertragung erfolgt über die grossen Gelenkflächen der Trochlea tali, vorwiegend der Facies superior, wie auch über die seitlichen Facies malleolares. Areale auf der Trochlea tali mit dickeren Knorpelschichten als auch mit erhöhter Mineralisation des subchondralen Knochens, werden als Korrelat einer langwährenden *loading history* verstanden [1, 29] als Ausdruck einer Adaptation druckbelasteter Gewebe an biomechanische Beanspruchungen.

Die Arbeitshypothese war, dass sich gewebliche Anpassungen an die Beanspruchung der Trochlea tali nicht nur im unterschiedlichen Mineralisierungsgrad der subchondralen Lamelle, sondern auch in der Feinarchitektur der subartikulären Spongiosa zeigen. Dafür wurden die subartikulären Spongiosaverhältnisse durch eine Mikro-CT Studie an zehn formalinfixierten Trochleae tali analysiert. Die Sprunggelenke stammten von sechs Frauen und vier Männern im Alter von 72 bis 91 (durchschnittlich 85.4) Jahren. Zur mikro-computertomographischen Untersuchung wurden die zehn Sprungbeinrollen präpariert und die Trochleae geviertelt, um für die beschriebene Untersuchungsmethodik gängige Probengrössen zu erhalten. In jedem Viertel wurden vier aneinander grenzende Gewebsvolumina untersucht, die sich über die gesamte Trochleaoberfläche verteilten und diese ausreichend abbildeten. Die sich daraus ergebenden insgesamt 16 Messfelder wurden in fünf Schichten von je 1 mm Dicke ausgewertet. Damit wurde eine 5 mm dicke Schicht der Spongiosa unterhalb der gesamten Trochleaoberfläche analysiert. Ausgewertet wurden vier numerische (BV/TV, Tb.N, Tb.Th, Tb.Sp) und zwei strukturelle (SMI, DA) Parameter. Durch die dargestellte Mikro-CT Technik ergab sich eine grosse Datenmenge absoluter Messwerte. Um die jeweiligen Eigenschaften der untersuchten Proben darstellen und vor allem vergleichen zu können, wurde eine Methodik der graphischen Visualisierung der Messdaten und deren synoptischen Analyse entwickelt.

Analog zu den unterschiedlichen Mineralisierungsmuster in der subchondralen Lamelle, ergab die Analyse der Mikro-CT Aufnahmen in der subartikulären Spongiosa in Abhängigkeit von der Lokalisation innerhalb der Gelenkfläche grosse Unterschiede in Bezug auf das Knochenvolumen (BV/TV), der Anzahl der Trabekel (Tb.N), der trabekulären Dicke (Tb.Th) sowie der Abstände der einzelnen Trabekel. Die zehn Tali

dieser Untersuchung konnten aufgrund der Verteilung und Lokalisation von Arealen unterschiedlich dichter Mineralisation in zwei Gruppen eingeteilt werden. In Anlehnung an frühere Untersuchungen zur Mineralisation der subchondralen Lamelle wurden die zwei Gruppen als „bizentrisch“ bzw. „monozentrisch“ beschrieben, da sich jeweils ein oder zwei Zentren maximal mineralisierter Spongiosaareale unterhalb der Gelenkfläche der Trochlea beschreiben liessen.

Eine mögliche Ursache für das Vorliegen dieser zwei Muster könnten unterschiedliche geometrische Konfigurationen der Gelenkflächen sein wie z.B. die unterschiedliche Tiefe der Führungsrinne auf der Trochleaoberfläche. Dieser Zusammenhang wurde in früheren Untersuchungen für die Mineralisationsmuster der subchondralen Lamelle beschrieben.

Je fünf Tali entfielen auf eine dieser beiden Gruppen. Insbesondere die drei numerischen Parameter BV/TV, Tb.N und Tb.Th eigneten sich gut, um die Areale dichter trabekulärer Strukturen in den ventromedialen und ventrolateralen Regionen (*bizentrisches* Muster) bzw. in der mehr zentromedialen Trochlea (*monozentrisches* Muster) zu identifizieren und darzustellen. Mit dem numerischen Parameter Tb.Sp liessen sich dagegen in der lateralen Trochlea Areale vermehrter Separation der trabekulären Strukturen nachweisen. Mit den Messdaten des strukturellen Parameters DA liessen sich keine typischen Verteilungsmuster verifizieren.

Die regelhaften, reproduzierbaren Verteilungsmuster struktureller Anpassung der subartikulären Spongiosa korrelieren mit Untersuchungen der Langzeitbeanspruchung der Trochlea tali. Areale grosser Beanspruchung decken sich weitgehend mit dem gemessenen Verteilungsmuster. Die Ergebnisse zeigen, dass sich eine strukturelle gewebliche Anpassung im Sinne einer *loading history* auch innerhalb der subartikulären Spongiosa nachweisen lässt. In früheren Studien anderer Autoren wurden für die Knorpeldicke oder die Mineralisierung der subchondralen Knochenlamelle typische Verteilungsmuster dargestellt. In der vorliegenden Untersuchung können vergleichbare Verteilungsmuster auch für die inhomogene Mineralisierung in der subartikulären Spongiosa nachgewiesen werden. Anhand verschiedener Parameter einer Mikro-CT Untersuchung wurde die Knochenarchitektur analysiert. Jeder dieser untersuchten Strukturparameter ist für

sich in der Lage, Aussagen zur individuellen Langzeitbeanspruchung der Talusgelenkfläche zu machen.

6 Literatur

- [1] M. Muller-Gerbl, "[Anatomy and biomechanics of the upper ankle joint]," *Der Orthopade*, vol. 30, pp. 3-11, Jan 2001.
- [2] J. H. Calhoun, F. Li, B. R. Ledbetter, and S. F. Viegas, "A comprehensive study of pressure distribution in the ankle joint with inversion and eversion," *Foot Ankle Int*, vol. 15, pp. 125-33, Mar 1994.
- [3] P. Procter and J. P. Paul, "Ankle joint biomechanics," *Journal of biomechanics*, vol. 15, pp. 627-34, 1982.
- [4] I. Singh, "The architecture of cancellous bone," *Journal of anatomy*, vol. 127, pp. 305-10, Oct 1978.
- [5] G. P. Pal and R. V. Routal, "Architecture of the cancellous bone of the human talus," *The Anatomical record*, vol. 252, pp. 185-93, Oct 1998.
- [6] N. A. Ebraheim, F. F. Sabry, and Y. Nadim, "Internal architecture of the talus: implication for talar fracture," *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, vol. 20, pp. 794-6, Dec 1999.
- [7] S. A. Athavale, S. D. Joshi, and S. S. Joshi, "Internal architecture of the talus," *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, vol. 29, pp. 82-6, Jan 2008.
- [8] J. Kapandji, "Physiology of the joints," *5th ed. Edinburgh Churchill Livingstone*, vol. 2, pp. 174; 222-234, 1987.
- [9] K. Engelke, M. Karolczak, A. Lutz, U. Seibert, S. Schaller, and W. Kalender, "[Micro-CT. Technology and application for assessing bone structure]," *Radiologe*, vol. 39, pp. 203-12, Mar 1999.
- [10] M. Muller-Gerbl, "The subchondral bone plate," *Advances in anatomy, embryology, and cell biology*, vol. 141, pp. III-XI, 1-134, 1998.
- [11] M. Müller-Gerbl and R. Putz, *Funktionsbezogene Anatomie des oberen Sprunggelenkes*. Berlin Heidelberg New York: Springer, 1990.
- [12] C. Adam, F. Eckstein, S. Milz, E. Schulte, C. Becker, and R. Putz, "The distribution of cartilage thickness in the knee-joints of old-aged individuals -- measurement by A-mode ultrasound," *Clinical biomechanics*, vol. 13, pp. 1-10, Jan 1998.
- [13] R. Putz and M. Muller-Gerbl, "[Functional anatomy of the foot]," *Der Orthopade*, vol. 20, pp. 2-10, Mar 1991.
- [14] R. Reimann, F. Anderhuber, and J. Gerold, "Über die Geometrie der menschlichen Sprungbeinrolle," *Acta Anat*, vol. 127, pp. 271-278, 1986.

- [15] U. N. Riede, R. K. Schenk, and H. Willenegger, "[Joint mechanical studies on post-traumatic arthrosas in the ankle joint. I. The intra-articular model fracture]," *Langenbecks Archiv fur Chirurgie*, vol. 328, pp. 258-71, 1971.
- [16] U. N. Riede, M. Muller, and M. J. Mihatsch, "[Biometric studies elucidating the pathogenesis of arthrosis exemplified by the ankle joint (author's transl)]," *Archiv fur orthopadische und Unfall-Chirurgie*, vol. 77, pp. 181-94, Dec 5 1973.
- [17] B. Tillmann, B. Bartz, and A. Schleicher, "Stress in the human ankle joint: a brief review," *Archives of orthopaedic and traumatic surgery. Archiv fur orthopadische und Unfall-Chirurgie*, vol. 103, pp. 385-91, 1985.
- [18] J. R. Close, "Some applications of the functional anatomy of the ankle joint," *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 38-A, pp. 761-81, Jul 1956.
- [19] R. Fick, *Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik* vol. 2. Jena: Fischer, 1911.
- [20] A. Weileder, "Die "physiologische Inkongruenz" des oberen Sprunggelenkes - Ein optimiertes biologisches Bauprinzip auch in nicht-sphärischen Gelenken?," Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin, Anatomische Anstalt, LMU, München, 2007.
- [21] R. W. Smith and S. Reischl, "The influence of dorsiflexion in the treatment of severe ankle sprains: an anatomical study," *Foot & ankle*, vol. 9, pp. 28-33, Aug 1988.
- [22] D. M. Stormont, B. F. Morrey, K. N. An, and J. R. Cass, "Stability of the loaded ankle. Relation between articular restraint and primary and secondary static restraints," *The American journal of sports medicine*, vol. 13, pp. 295-300, Sep-Oct 1985.
- [23] A. J. Ting, R. R. Tarr, A. Sarmiento, K. Wagner, and C. Resnick, "The role of subtalar motion and ankle contact pressure changes from angular deformities of the tibia," *Foot & ankle*, vol. 7, pp. 290-9, Apr 1987.
- [24] P. Allard, P. S. Thiry, M. Duhaime, and G. Geoffroy, "Kinematics of the foot," *The Canadian journal of neurological sciences. Le journal canadien des sciences neurologiques*, vol. 9, pp. 119-25, May 1982.
- [25] H. Madry, C. N. van Dijk, and M. Mueller-Gerbl, "The basic science of the subchondral bone," *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, vol. 18, pp. 419-33, Apr 2010.
- [26] R. N. Stauffer and N. M. Segal, "Total ankle arthroplasty: four years' experience," *Clinical orthopaedics and related research*, pp. 217-21, Oct 1981.
- [27] P. F. Lachiewicz, A. E. Inglis, and C. S. Ranawat, "Total ankle replacement in rheumatoid arthritis," *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 66, pp. 340-3, Mar 1984.

- [28] P. L. Wood and S. Deakin, "Total ankle replacement. The results in 200 ankles," *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, vol. 85, pp. 334-41, Apr 2003.
- [29] H. Muhlhofer, Y. Ercan, S. Drews, M. Matsuura, J. Meissner, U. Linsenmaier, R. Putz, and M. Muller-Gerbl, "Mineralisation and mechanical strength of the subchondral bone plate of the inferior tibial facies," *Surgical and radiologic anatomy : SRA*, vol. 31, pp. 237-43, Apr 2009.
- [30] I. Hvid, O. Rasmussen, N. C. Jensen, and S. Nielsen, "Trabecular bone strength profiles at the ankle joint," *Clinical orthopaedics and related research*, pp. 306-12, Oct 1985.
- [31] N. C. Jensen, I. Hvid, and K. Kroner, "Strength pattern of cancellous bone at the ankle joint," *Engineering in medicine*, vol. 17, pp. 71-6, Apr 1988.
- [32] M. Muller-Gerbl and R. Putz, "Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten," *Orthopäde*, vol. 131, pp. 10-13, 1991.
- [33] J. C. Elliott and S. D. Dover, "X-ray microtomography," *Journal of microscopy*, vol. 126, pp. 211-3, May 1982.
- [34] J. C. Elliott and S. D. Dover, "Three-dimensional distribution of mineral in bone at a resolution of 15 micron determined by x-ray microtomography," *Metabolic bone disease & related research*, vol. 5, pp. 219-21, 1984.
- [35] L. A. Feldkamp, S. A. Goldstein, A. M. Parfitt, G. Jesion, and M. Kleerekoper, "The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography," *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*, vol. 4, pp. 3-11, Feb 1989.
- [36] P. Ruegsegger, B. Koller, and R. Muller, "A microtomographic system for the nondestructive evaluation of bone architecture," *Calcified tissue international*, vol. 58, pp. 24-9, Jan 1996.
- [37] R. Muller and P. Ruegsegger, "Micro-tomographic imaging for the nondestructive evaluation of trabecular bone architecture," *Studies in health technology and informatics*, vol. 40, pp. 61-79, 1997.
- [38] K. Engelke, U. Umgiesser, S. Prevrhal, and W. A. Kalender, "Three-dimensional analysis of trabecular bone structure: the need for spongiosa standard models," *Proceedings of SPIE*, vol. 3149, pp. 53-61, 1997.
- [39] K. Engelke and W. A. Kalender, *Beyond bone densometry: assessment of bone architecture by x-ray tomography by various levels of resolution*. Berlin Heidelberg New York: Springer, 1998.

- [40] M. Amling, S. Herden, M. Posl, M. Hahn, H. Ritzel, and G. Delling, "Heterogeneity of the skeleton: comparison of the trabecular microarchitecture of the spine, the iliac crest, the femur, and the calcaneus," *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*, vol. 11, pp. 36-45, Jan 1996.
- [41] T. Hildebrand, A. Laib, R. Muller, J. Dequeker, and P. Ruegsegger, "Direct three-dimensional morphometric analysis of human cancellous bone: microstructural data from spine, femur, iliac crest, and calcaneus," *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*, vol. 14, pp. 1167-74, Jul 1999.
- [42] J. H. Kinney and A. J. Ladd, "The relationship between three-dimensional connectivity and the elastic properties of trabecular bone," *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*, vol. 13, pp. 839-45, May 1998.
- [43] U. Bonse and F. Busch, "X-ray computed microtomography (microCT) using synchrotron radiation (SR)," *Progress in biophysics and molecular biology*, vol. 65, pp. 133-69, 1996.
- [44] E. Nägele, "Mikrocomputertomografische Analyse der trabekulären Architektur des menschlichen Femurs," Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin, Anatomische Anstalt, LMU, München, 2005.
- [45] A. M. Parfitt, M. K. Drezner, F. H. Glorieux, J. A. Kanis, H. Malluche, P. J. Meunier, S. M. Ott, and R. R. Recker, "Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols, and units. Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee," *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*, vol. 2, pp. 595-610, Dec 1987.
- [46] J. H. Kinney, N. E. Lane, and D. L. Haupt, "In vivo, three-dimensional microscopy of trabecular bone," *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*, vol. 10, pp. 264-70, Feb 1995.
- [47] J. S. Day, M. Ding, A. Odgaard, D. R. Sumner, I. Hvid, and H. Weinans, "Parallel plate model for trabecular bone exhibits volume fraction-dependent bias," *Bone*, vol. 27, pp. 715-20, Nov 2000.
- [48] T. Hildebrand and P. Ruegsegger, "A new method of the model independent assessment of thickness in three-dimensional images," *Microscopy*, vol. 185, pp. 67-75, 1997.
- [49] D. Ulrich, T. Hildebrand, B. Van Rietbergen, R. Muller, and P. Ruegsegger, "The quality of trabecular bone evaluated with micro-computed tomography, FEA and mechanical testing," *Studies in health technology and informatics*, vol. 40, pp. 97-112, 1997.

- [50] E. Brun and J. Vicente, "Volumetric segmentation of trabecular bone into rods and plates - a new method based on local shape classification," SPIE Medical Imaging, San Diego, California 2010.
- [51] H. H. Malluche, W. Meyer, D. Sherman, and S. G. Massry, "Quantitative bone histology in 84 normal American subjects. Micromorphometric analysis and evaluation of variance in iliac bone," *Calcified tissue international*, vol. 34, pp. 449-55, Sep 1982.
- [52] A. M. Parfitt, C. H. Mathews, A. R. Villanueva, M. Kleerekoper, B. Frame, and D. S. Rao, "Relationships between surface, volume, and thickness of iliac trabecular bone in aging and in osteoporosis. Implications for the microanatomic and cellular mechanisms of bone loss," *The Journal of clinical investigation*, vol. 72, pp. 1396-409, Oct 1983.
- [53] T. Hildebrand and P. Ruegsegger, "Quantification of Bone Microarchitecture with the Structure Model Index," *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 1, pp. 15-23, 1997.
- [54] T. P. Harrigan, M. Jasty, R. W. Mann, and W. H. Harris, "Limitations of the continuum assumption in cancellous bone," *Journal of biomechanics*, vol. 21, pp. 269-75, 1988.
- [55] R. Muller, T. Hildebrand, and P. Ruegsegger, "Non-invasive bone biopsy: a new method to analyse and display the three-dimensional structure of trabecular bone," *Physics in medicine and biology*, vol. 39, pp. 145-64, Jan 1994.
- [56] A. Laib, A. Kohlbrenner, and P. Ruegsegger, "Microstructure of trabecular bone assessed in the human radius in vivo with 3D-QCT," *Osteoporos Int*, vol. 8, p. 501, 1998.
- [57] R. Muller, B. Koller, T. Hildebrand, A. Laib, S. Gianolini, and P. Ruegsegger, "Resolution dependency of microstructural properties of cancellous bone based on three-dimensional mu-tomography," *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*, vol. 4, pp. 113-9, Apr 1996.
- [58] C. H. Barnett and J. R. Napier, "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*, vol. 86, 1952.

7 Anhang

7.1 Absolute Messwerte

7.1.1 Numerische Parameter

BV/TV	0-1mm		1-2mm		2-3mm		3-4mm		4-5mm		Durchschnitt	
	Min	Max	Min	Max								
A	12.27854	81.09359	9.49768	66.33736	13.22444	62.14833	21.13511	61.19583	25.04544	62.67877	16.236242	66.690776
B	40.45531	97.7897	40.65641	83.99198	37.16944	72.34654	33.69025	69.94711	31.10214	68.95393	36.61471	78.605852
C	39.77131	98.80816	13.09911	66.47624	25.83607	62.12797	26.85153	63.72275	23.39748	62.30371	25.7911	70.687766
D	24.985	98.19463	19.44352	80.01086	21.61342	65.76147	24.20821	63.8556	25.51072	67.52554	23.152174	75.06962
E	29.36293	89.87925	18.52853	62.80112	21.30021	57.59523	24.43078	55.18618	25.68079	50.7128	23.860648	63.234916
F	66.07758	100	57.70022	92.17914	47.28217	84.10574	43.01917	86.45733	44.47154	89.04197	51.710136	90.356836
G	25.04159	81.9331	13.91096	59.39709	16.94637	56.91279	20.70345	51.88968	25.96258	50.04387	20.51299	60.035306
H	5.67978	59.51597	5.05576	55.16632	12.30491	55.39122	19.68362	56.51469	19.83059	57.65324	12.510932	56.848288
I	20.91382	99.66718	26.0917	85.56729	25.70533	78.40269	24.60315	76.37784	23.67496	77.69093	24.197792	83.541186
K	23.20243	85.94827	24.24448	62.97823	19.35983	61.5338	23.08665	57.70529	27.92321	53.44971	23.56332	64.32306

Tb.N	0-1mm		1-2mm		2-3mm		3-4mm		4-5mm		Durchschnitt	
	Min	Max	Min	Max								
A	0.00069	0.00418	0.0005	0.00202	0.00066	0.00177	0.00094	0.00173	0.00092	0.0017	0.000742	0.00228
B	0.0011	0.00444	0.00126	0.00183	0.00123	0.00158	0.00111	0.0015	0.00103	0.00146	0.001146	0.002162
C	0.00144	0.00432	0.00048	0.00222	0.00122	0.00209	0.00126	0.002	0.00115	0.0019	0.00111	0.002506
D	0.00132	0.00468	0.00096	0.00238	0.00096	0.0022	0.00111	0.00272	0.00109	0.00285	0.001088	0.002966
E	0.00137	0.005	0.00096	0.00202	0.00101	0.00189	0.00107	0.00185	0.00116	0.0019	0.001114	0.002532
F	0.00208	0.00787	0.00204	0.00258	0.00179	0.00248	0.00159	0.00241	0.0016	0.0024	0.00182	0.003548
G	0.00142	0.00245	0.00081	0.00227	0.0009	0.00195	0.00095	0.00181	0.00096	0.00165	0.001008	0.002026
H	0.00032	0.00211	0.00029	0.00188	0.00058	0.00196	0.0008	0.00187	0.00088	0.00182	0.000574	0.001928
I	0.001	0.00478	0.00113	0.00285	0.00119	0.00236	0.0011	0.00224	0.0011	0.00217	0.001104	0.00288
K	0.00109	0.00291	0.0012	0.00201	0.001	0.00207	0.00118	0.00188	0.00137	0.00196	0.001168	0.002166

Tb.Th	0-1mm		1-2mm		2-3mm		3-4mm		4-5mm		Durchschnitt	
	Min	Max	Min	Max								
A	177.598	398.01366	188.93487	406.90185	200.79462	389.16364	213.72523	367.10488	230.23351	374.22036	202.257246	387.080878
B	220.02188	463.27027	293.89258	662.62579	298.54319	545.49977	304.41978	482.14669	302.16463	475.96469	283.808412	525.901442
C	204.81118	332.0624	214.27585	345.52048	206.576	336.79511	213.1043	336.86388	203.98316	327.42836	208.550098	335.734046
D	188.66981	356.82703	202.66417	335.89233	202.89367	324.45525	207.71495	309.12255	225.9545	326.13143	205.57942	330.485718
E	179.79377	339.52103	193.69742	337.65419	210.5281	311.95681	223.9311	313.92851	218.27422	311.39549	205.244922	322.891206
F	127.04	416.15427	251.86532	391.14851	241.40022	354.3491	255.04433	382.5846	255.52058	398.32343	226.17409	388.511982
G	175.40581	334.07111	171.14387	308.34601	189.05867	352.08647	210.67973	291.04644	217.74305	325.71978	192.806226	322.253962
H	158.72066	308.96841	172.48724	302.09039	209.73248	293.03613	216.80703	319.65242	219.5636	328.12708	195.462202	310.374886
I	208.58149	381.62981	230.27991	462.06485	216.02485	417.6612	222.94438	394.41594	214.90407	404.21242	218.546694	411.996844
K	188.71402	353.80608	183.77127	340.38018	194.36028	327.18114	194.94894	307.46171	200.8667	281.86545	192.532242	322.138912

Tb.Sp	0-1mm		1-2mm		2-3mm		3-4mm		4-5mm		Durchschnitt	
	Min	Max	Min	Max								
A	184.62886	541.26366	293.40454	576.73645	321.46066	561.3517	322.26254	583.40927	324.19874	561.89984	289.191068	564.932184
B	120.95655	476.96865	263.51545	440.13387	318.96115	477.7426	351.17573	556.37555	366.04471	580.98042	284.130718	506.440218
C	63.52	376.63715	244.6479	535.81014	272.91073	476.97926	263.82379	454.65086	292.04561	484.7379	227.389606	465.763062
D	97.77543	369.41456	184.74346	498.77537	242.7104	506.59961	210.83787	475.54721	199.35615	441.80095	187.084662	458.42754
E	119.68429	439.66798	267.33502	535.34378	276.79765	515.54305	287.23158	504.318	275.94278	500.78591	245.398264	499.131744
F	37.94558	253.42913	133.93861	255.142	147.12533	322.86535	166.87794	354.64129	139.37514	345.59269	125.05252	306.334092
G	206.21387	395.10324	262.68559	536.15335	266.15675	527.47504	271.44444	528.41139	291.2051	543.39926	259.54115	506.108456
H	285.55431	647.07525	311.19436	707.73972	291.17836	629.46066	295.96373	544.86648	285.30927	601.24689	293.840006	626.0778
I	63.52	495.38313	184.49455	465.77806	235.59521	525.00445	246.33467	431.71586	226.79106	450.55305	191.347098	473.68691
K	144.16091	462.20165	268.41396	444.16506	279.42476	486.33754	298.69173	415.7899	303.58833	452.89005	258.855938	452.27684

7.1.2 Strukturelle Parameter

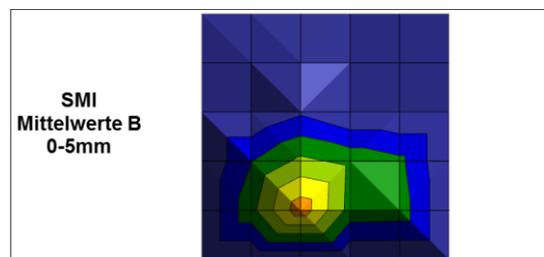
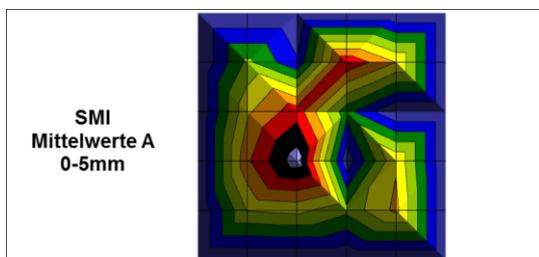
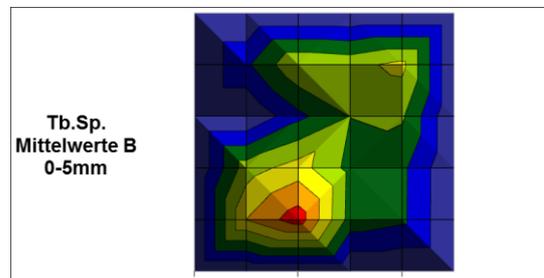
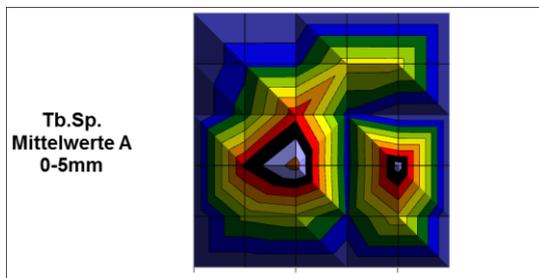
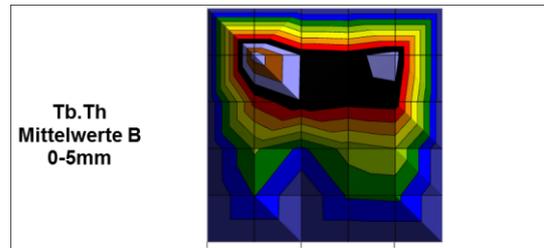
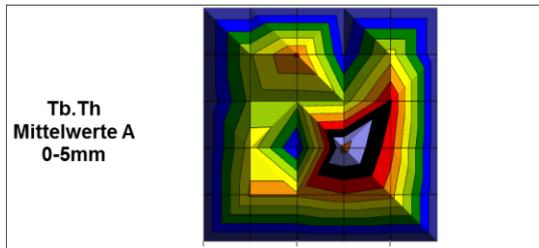
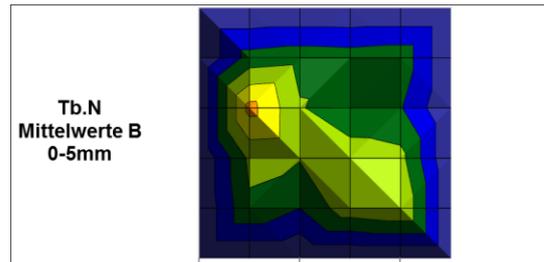
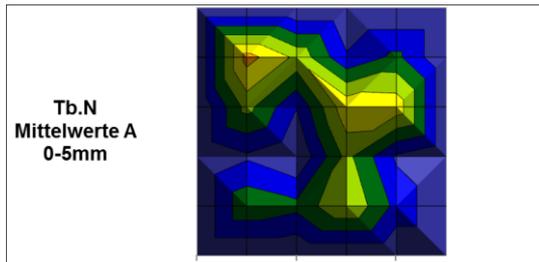
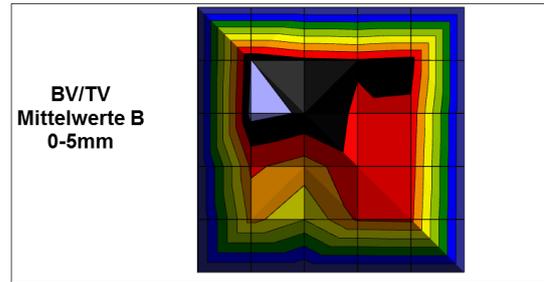
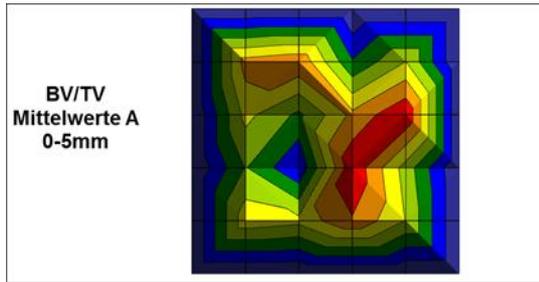
SMI	0-1mm		1-2mm		2-3mm		3-4mm		4-5mm		Durchschnitt	
	Min	Max	Min	Max								
A	0.58109	2.55776	0.45912	2.87575	0.50753	2.51806	0.41897	2.27874	0.34282	2.24671	0.461906	2.495404
B	0.20044	1.53994	-0.30609	1.93821	0.30483	1.78188	0.47108	1.92093	0.36239	1.97591	0.20653	1.831374
C	0.1183	2.35112	0.57587	1.76068	0.59417	1.82617	0.59195	1.7378	0.95808	1.91206	0.567674	1.917566
D	-0.1717	2.27764	0.78267	2.23581	0.79967	2.26147	1.0229	2.11816	0.83834	2.2082	0.654376	2.220256
E	0.37113	1.82558	0.90227	2.07272	1.02971	2.06724	1.00987	2.10272	1.24016	2.1366	0.910628	2.040972
F	-1.06428	1.60517	-2.00003	1.53872	-1.68854	1.82237	-1.66779	1.86384	-1.303	1.98248	-1.544728	1.762516
G	1.26982	2.20308	1.31359	2.40421	1.40218	2.25944	1.60091	2.17522	1.63276	2.18457	1.443852	2.245304
H	0.7074	2.61014	0.98802	2.79014	0.8646	2.3959	1.07041	2.1684	1.18749	2.22028	0.963584	2.436972
I	0.08503	2.2077	-0.73761	2.03948	-0.15069	1.98346	-0.28468	2.32486	-0.35279	2.26997	-0.288148	2.165094
K	0.44984	2.25415	0.01139	2.11949	0.79757	2.10479	0.7179	1.98186	0.90027	1.81799	0.575394	2.055656

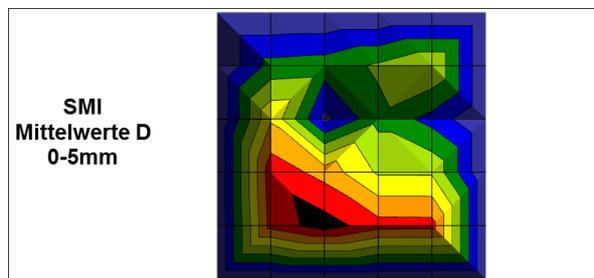
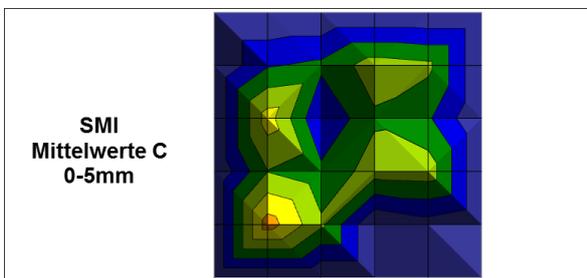
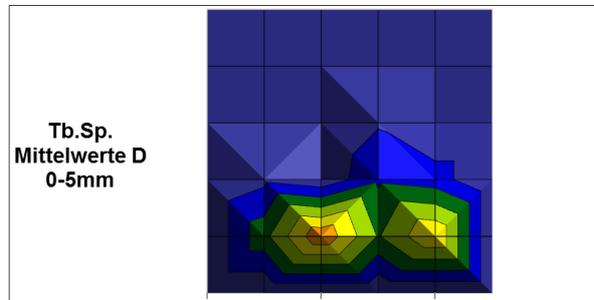
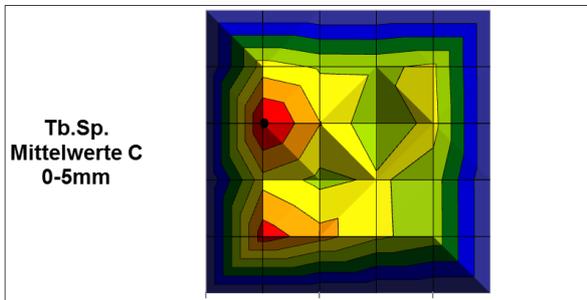
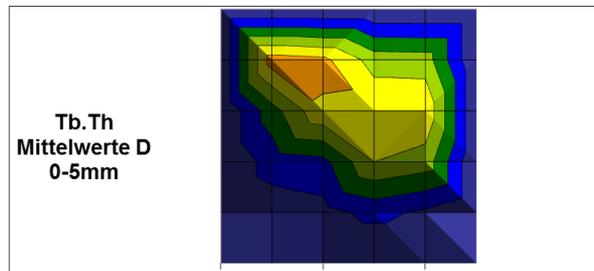
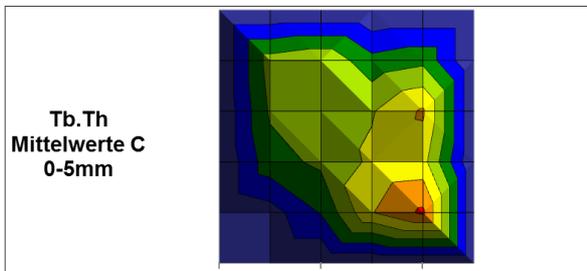
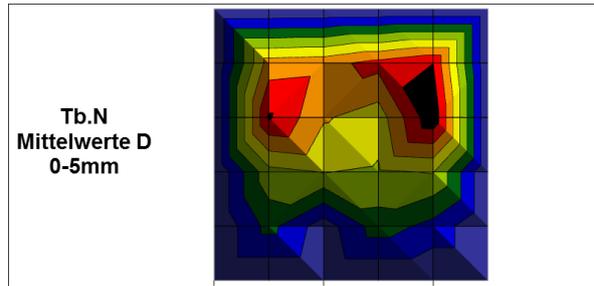
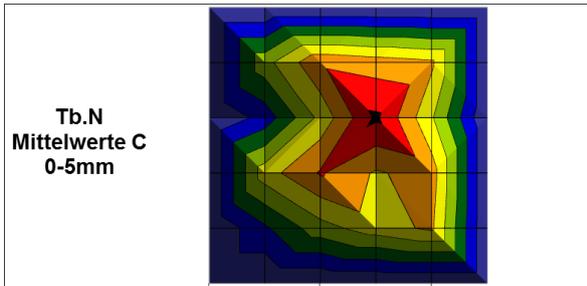
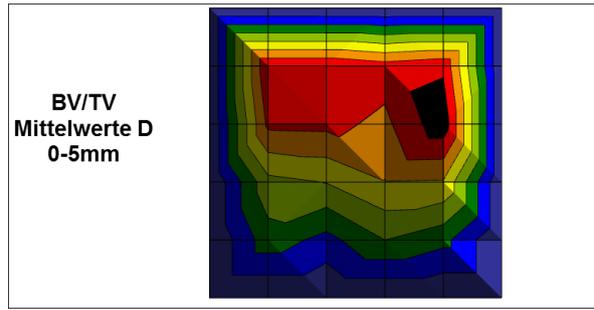
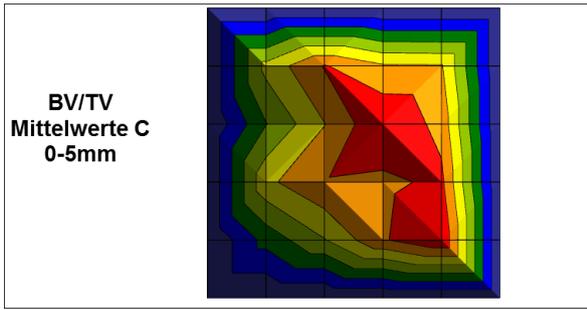
DA	0-1mm		1-2mm		2-3mm		3-4mm		4-5mm		Durchschnitt	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
A	1.8851	16.29763	1.21055	5.62711	1.39911	4.901	1.58828	6.28106	1.42087	18.79113	1.500782	10.379586
B	2.46251	183.70036	1.75534	12.84314	1.26377	9.25802	1.35415	25.09465	1.53109	241.28522	1.673372	94.436278
C	1.71106	9.65842	1.50884	24.42068	1.36512	23.76211	1.37639	24.60029	1.53938	42.55498	1.500158	24.999296
D	1.83156	45.27638	1.40292	40.94629	1.64466	22.20786	1.50475	71.44188	1.44317	28.59867	1.565412	41.694216
E	1.53424	15.42113	1.45222	96.10559	1.50983	29.58064	1.43969	2391.73639	1.40865	37.32863	1.468926	514.034476
F	-0.00524	14.82173	1.25706	11.85789	1.14728	41.64012	1.26162	179.97681	1.21832	198.5838	0.975808	89.37607
G	1.58238	259.69269	1.31199	43.17651	1.30839	117.7555	1.08652	70.58677	1.14228	109.43344	1.286312	120.128982
H	1.53627	20.61586	1.32261	31.35315	1.36302	63.40865	1.53467	29.37344	1.77421	47.69717	1.506156	38.489654
I	1.87075	2984.47441	1.29453	15.78117	1.33961	15.80743	1.53018	76.30349	1.47735	52.15138	1.502484	628.903576
K	1.42281	20.77576	1.39999	32.73194	1.37655	1108.39481	1.37067	247.63313	1.35766	37.7914	1.385536	289.465408

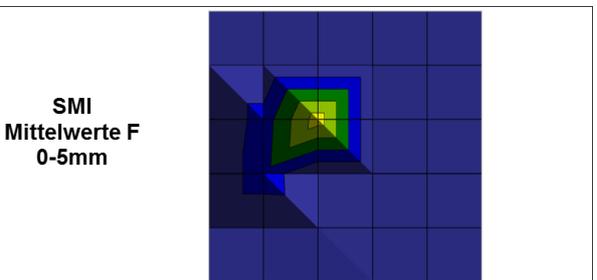
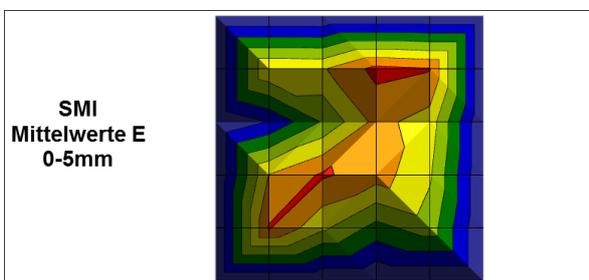
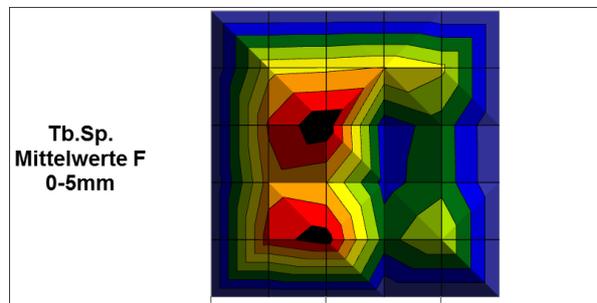
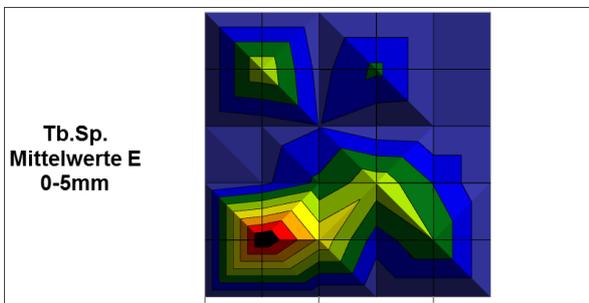
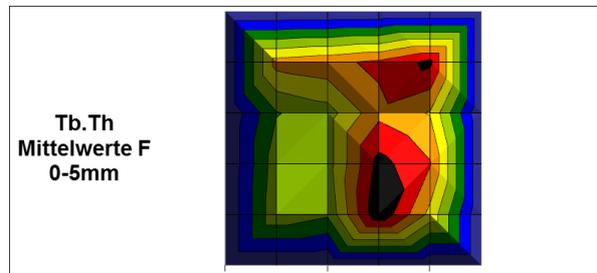
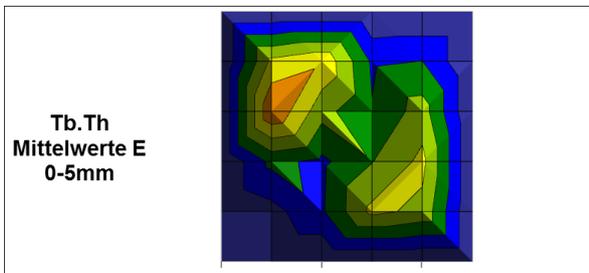
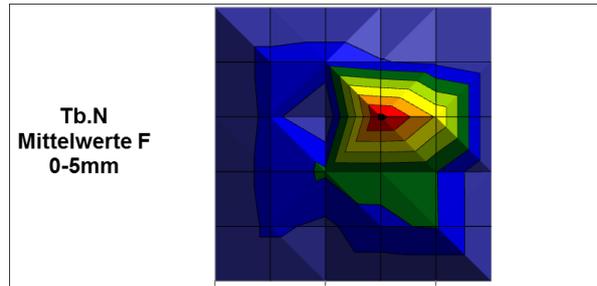
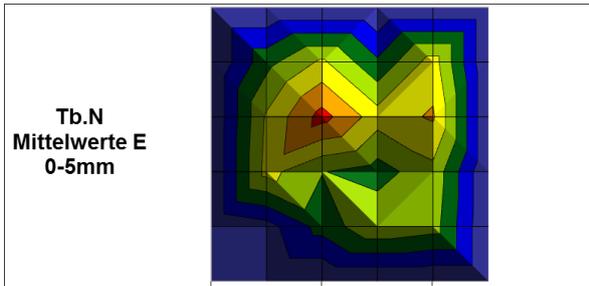
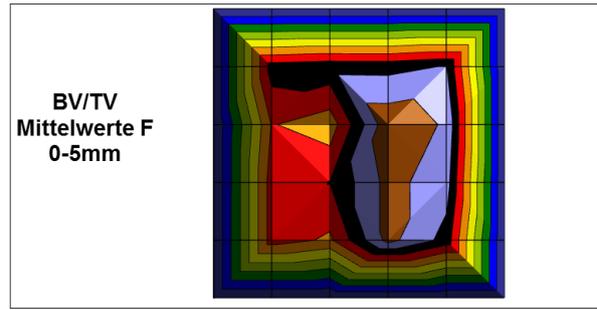
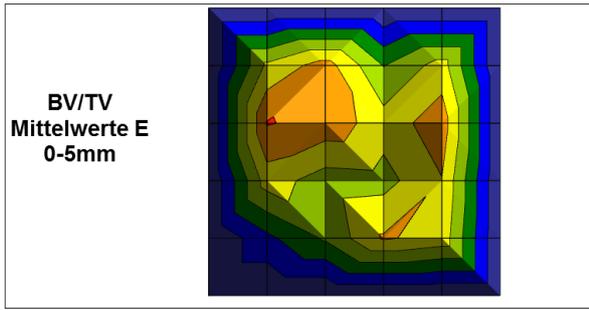
7.2 Kartographische Darstellungen

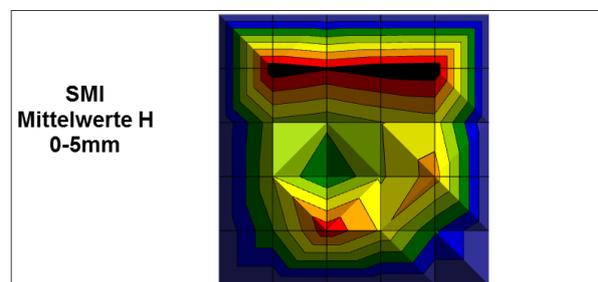
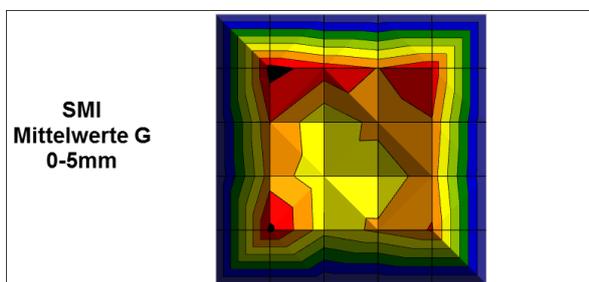
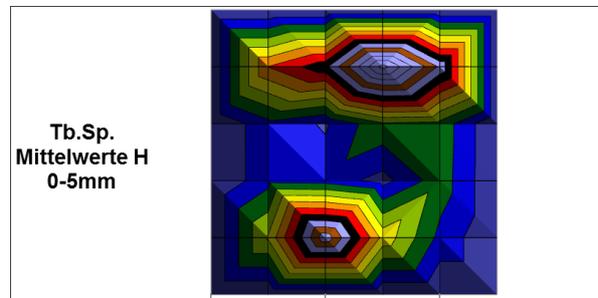
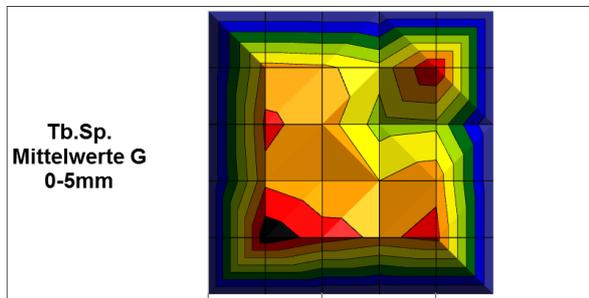
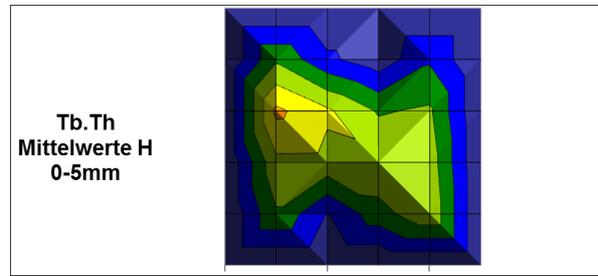
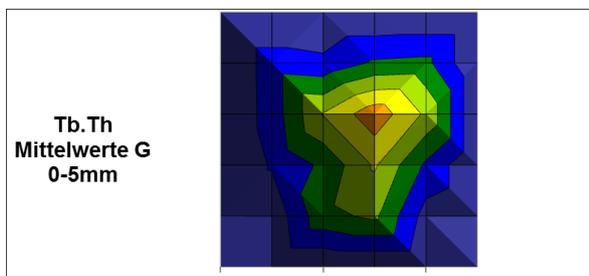
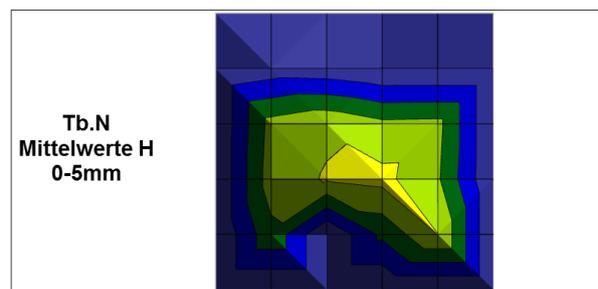
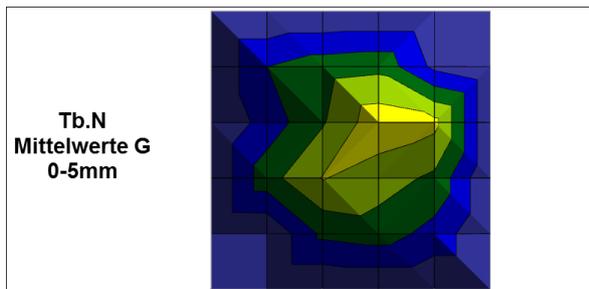
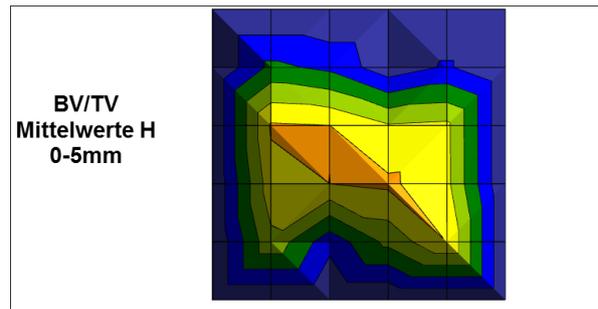
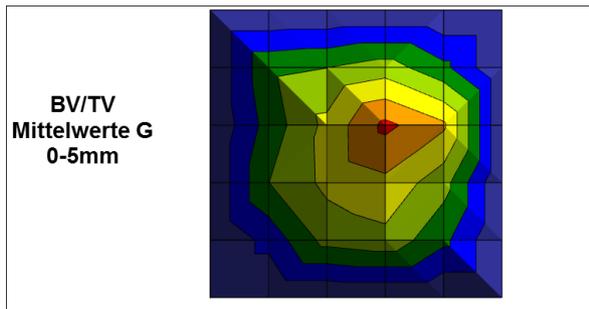
Für alle dargestellten Graphiken gilt folgende farbliche Ordnung (von tiefen zu hohen Werten): violett, blau, dunkelgrün, hellgrün, gelb, orange, rot, schwarz, grau, braun und wieder grau.

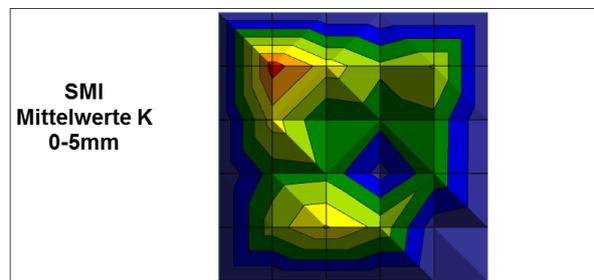
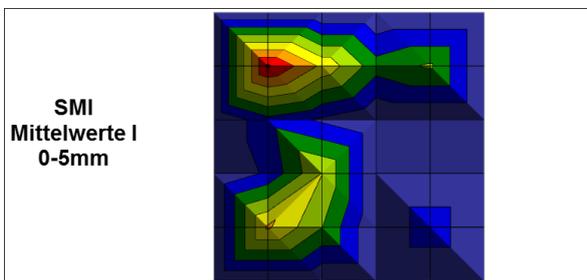
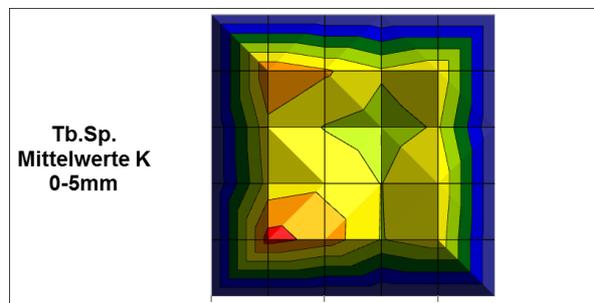
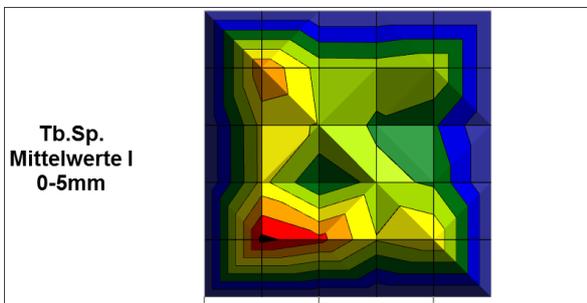
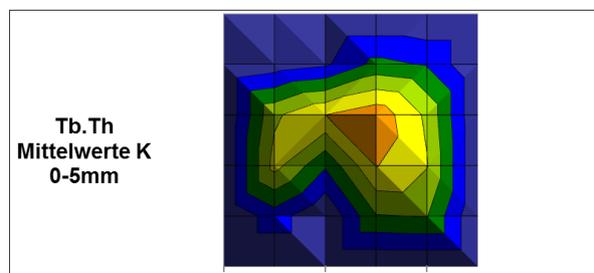
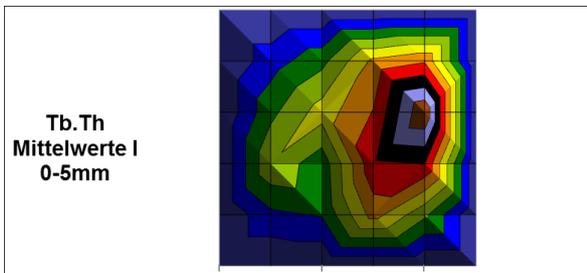
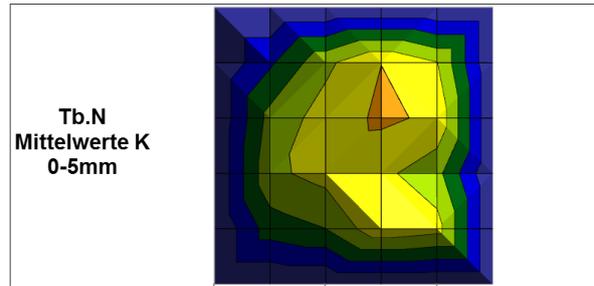
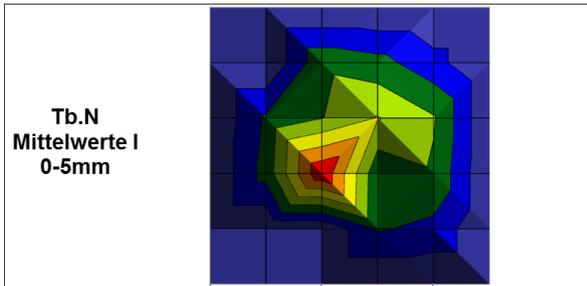
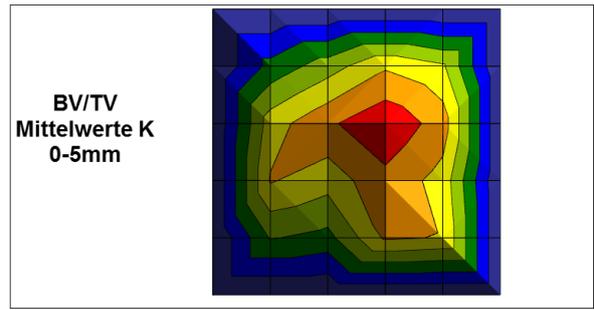
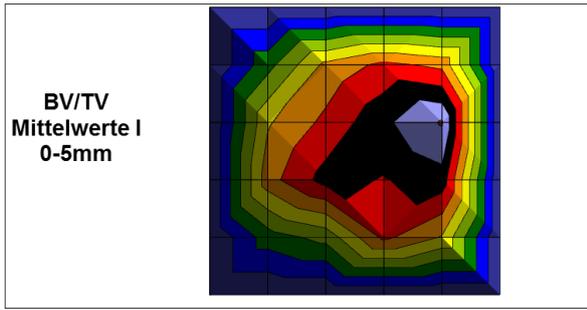
7.2.1 Kartographische Darstellungen der „vertikalen“ Mittelwerte











7.2.2 Kartographische Darstellungen der „horizontalen“ Mittelwerte

