

1. Einleitung

Der Bedarf an Implantaten zum Ersatz von Hüft- und Kniegelenk sowie zur Behandlung von Frakturen und anderen Krankheiten wächst, insbesondere durch die höhere Lebenserwartung des Menschen und das häufigere Auftreten degenerativer Erkrankungen im Alter. Die medizinische Versorgung mit intraossären Gelenkprothesen ist weit verbreitet, in der Bundesrepublik Deutschland werden jährlich etwa 60 000 Hüft- und 40 000 Knieprothesen eingesetzt. Die Lebensdauer einer Prothese beträgt durchschnittlich 10-17 Jahre (Fuchs et al. [23], Alho et al. [2], Heinert et al. [32], Malchan et al. [45], Sandborn et al. [66] und Zenz et al. [83]), was die spezifischen Probleme von Prothesen reflektiert. Die Verbesserung von Prothesen ist ein langwieriges Unterfangen wegen der oft erst nach 10-15 Jahren post implantationem auftretenden klinischen Beschwerden mit Prothesenlockerung und notwendigen Prothesenwechseln. Um die Behandlung mit Prothesen zu verbessern, ist ein Verständnis der Reaktionen des Gewebes, insbesondere des Knochens auf die Implantate erforderlich. Die verlässlichsten Daten liefern der klinische Verlauf und die pathomorphologische Untersuchung von prothesenhaltigen Knochen.

Zur Evaluierung der Reaktion des Knochens auf die Prothese wird in dieser Arbeit auf die Struktur des Knochens eingegangen. Um die knöcherne Struktur um die Implantate darzustellen und zu quantifizieren, muss zunächst der Anteil und die Menge des Knochens festgestellt werden, da diese Parameter eine erhebliche Rolle bei der Stabilität des Implantats im Knochen spielen. Anschließend wird auf die Architektur dieses Knochens eingegangen, denn die Anordnung der Trabekel ist ebenfalls ein wichtiger Faktor für die Struktur und Belastbarkeit des Knochens. Hierbei interessiert die Hauptorientierung der Trabekel in der Umgebung der Endoprothesen. In der Einleitung wird auch die Rolle der Biomechanik des Knochens erläutert, die durch Menge und Orientierung des Knochens im wesentlichen begründet wird.

1.1. Struktur des Knochens:

Carter und Spengler [9] geben einen guten Überblick über die Pathologie des Knochens. Knochen ist ein wichtiges Reservoir für Kalzium- und Magnesiumionen und befindet sich in ständigem Auf- und Abbau. Veränderungen in der Menge des Knochens wirken sich signifikant auf die mechanischen Eigenschaften des Gesamtknochens aus. Mineralisiertes

Knochengewebe besteht aus Fasern, die eine organische Matrix darstellen, an welche sich anorganische Salze anlagern. Der Wasseranteil des Knochens beträgt etwa 20% des Knochengewichtes. Knochensalze machen etwa 45% und die organischen Anteile etwa 35% des Knochengewichtes aus. Das organische Material besteht vor allem aus Kollagen (90 – 95%), Glukosaminoglykanen (1%) und etwa 5% sonstigen Proteinen. Der mineralisierte Anteil des Knochens besteht hauptsächlich aus Kalziumphosphat und Kalziumkarbonat und kleineren Mengen von Natrium, Magnesium und Fluorid. Die Komponenten sind hauptsächlich eine Mischung aus Hydroxylapatitkristallen und amorphem Kalziumphosphat.

Die Kortikalis hat eine Porosität von 5 bis 30%, die trabekulären Anteile des Knochens haben eine Porosität von 30 bis über 90%. Änderungen in der Dichte des Knochens können verursacht sein durch Änderungen in der Mineralisation des Knochens (feststellbar durch Messung der prozentualen Anteile im Asche-Gewicht des Knochens (auch true density oder wahre Dichte des Knochens genannt) oder durch eine Änderung in der Porosität des Knochens. Daraus folgt, dass 2 Proben aus einem Knochen mit derselben Dichte des Knochens pro Volumeneinheit (apparent density) unterschiedliche Werte an Asche-Gewicht und Porosität haben können. Knochen ist nach Meinung vieler Autoren ein anisotropes Material, da die elastischen Eigenschaften und die mechanische Festigkeit des Knochens von der Orientierung der knöchernen Mikrostruktur abhängig sind.

Mit der Struktur der Spongiosa beschäftigte sich Singh [67]. Er unterteilt die Struktur des Knochens nach Form, Dicke und Orientierung der Trabekel in drei Klassen und insgesamt sieben Subklassen und zwar nach deren Zusammensetzung aus Platten und Stäben (Tabelle 1).

Tabelle 1: Struktureinteilung des Knochens nach Singh [67]:

| Typ | Balken / Stäbe | Dicke in mm | Länge in mm | Topographie | Bemerkung |
|-----|----------------|-------------|-------------|---|--|
| I | Balken | 0,08-0,14 | 1 | Tiefere Anteile der distalen Bereiche der langen Röhrenknochen sowie in den Wänden der Cavitas medullaris | Keine bevorzugte Orientierung. Bilden Netzwerke. |

| | | | | | |
|------|------------------|----------|--------------------|---|--|
| IIa | Balken und Stäbe | 0,1-0,2 | 1 | Die Enden der langen Knochen. Außerdem im Os pubis und in der Scapula neben der Cavitas glenoidale. | Die großen Platten weisen Fenestrations auf. Struktur ähnlich wie Typ I, jedoch mit Balken. |
| IIb | Balken und Stäbe | 0,5 | mehrere Millimeter | Calcaneus | Die Platten haben eine bevorzugte Richtung, sind irregulär geformt und haben Fenestrations. Die kleinen Platten und Balken sind senkrecht zu den großen Platten orientiert und verbinden, ähnlich wie eine Leiter diese untereinander. Die Balken ersetzen die Platten in den Hauptlinien der Krafteinwirkung. |
| IIc | Balken und Stäbe | 0,16-0,3 | Mehrere Zentimeter | Gelenknah vorwiegend im distalen Femur. | Die Platten sind streng parallel orientiert und bewahren zu einander einen Abstand von 0,4-0,8mm. Sie verlaufen größtenteils senkrecht zur Gelenkfläche, manche aber auch parallel zur Oberfläche. Solchen Strukturen begegnet man an den Stellen, an denen die Kraftübertragungslinien klar definiert sind. Die Eindeutigkeit der Parallelität wird durch die verbindenden kleineren Platten und Stäbchen verwaschen. |
| IIIa | Platten | 0,1-0,2 | 1 | Gelenknah vorwiegend im distalen Femur. | Ähnliche Struktur wie IIa, die eingeschlossenen Räume kommunizieren alle frei miteinander, weil die Platten große Fenestrations aufweisen. Eine leichte Tendenz zu bevorzugter Orientierung ist erkennbar. |

| | | | | | |
|------|---------|-----------|---------|--|--|
| IIIb | Platten | 0,12-0,24 | | Distale Tibia, gelenkflächennah, sowie das Trabekelwerk der Corpora vertebrae. | Oberflächliche Ähnlichkeit mit IIc. Schneidet man einen Würfel heraus, so hat man bei der Ansicht von einer Seite den Verdacht, dass diese Platten alle parallel verlaufen. Die zweite Seite zeigt ebenfalls mehr oder weniger parallel verlaufende Platten, die große Fenestrationsen enthalten. Die Ansicht von oben zeigt eine typische Honigwaben-Struktur mit Polygonen-Diameter von 0,7 bis 2,0mm. |
| IIIc | Platten | 0,2-0,4 | 0,4-0,6 | Dichter trabekulärer Knochen unterhalb der Gelenkflächen, z. B. im Femurkopf. Ebenfalls in den Corpora vertebrae cervicalis und in der Patella sowie der Diplöe der Kalotte. | Im Schnitt senkrecht zur Gelenkfläche entsteht der Eindruck von einer soliden Masse, die durch viele kommunizierende Räume fenestriert ist. Im Tangentialschnitt sieht man, dass die Platten, ähnlich wie bei IIIb, Hohlräume einschließen, außer dass sie dicker und kürzer sind. Honigwabenstruktur ist auch hier zu erkennen. Nur wenige Millimeter unterhalb der Gelenkfläche geht die Struktur in Typ IIc über. |

Mullender und Huiskes [50] stellten die Hypothese auf, dass ein Regulationsmechanismus existiert, der für die Orientierung der trabekulären Architektur ausgehend von den Osteozyten verantwortlich ist. Die Osteozyten sollen im Kontakt mit Osteoklasten und Osteoblasten die Adaptationsvorgänge am Knochen steuern. Die Osteozyten spielen die Rolle eines Mechanorezeptors. Die Hypothese, dass Osteozyten Mechanorezeptoren seien und die Regulierung der Knochenmasse bestimmen, unterstützt die Wolff'sche Hypothese (Wolff [80]).

Von Meyer [73], beschrieb 1867 die Architektur des proximalen Femurs. Culmann hatte zur selben Zeit einen neuen Kran entwickelt und stellte fest, dass die Zeichnungen des Femurs, die von Meyer erstellt hatte, mit dem Bauplan seines Krans große Übereinstimmungen aufwiesen. Zusammen postulierten Culmann und von Meyer [73] die Theorie des

trajektoriellen Aufbaus des trabekulären Knochens. Wolff [80] ging einen Schritt weiter und postulierte in seinen Arbeiten in den Jahren 1870 bis 1894, dass nicht nur die Trabekel entlang der Richtung der Hauptbelastung ausgerichtet sind, sondern dass auch die Orientierung der Trabekel sich ändern könne, wenn sich die Richtung der mechanischen Belastung ändere. Außerdem postulierte er, dass der Knochen sich optimal an die Änderungen der Belastung adaptiere, so dass ein Minimum an Knochenmasse ausreichte, um der Belastung stand zu halten. 1881 beschrieb Roux, dass die Regulierung des Knochenumbaus eine positive Feedback-Schleife ist. Teile von Knochen, die mehr als andere unter der Einwirkung von äußeren Kräften stehen, erhöhen ihre Stärke und entlasten andere Anteile, die eventuell vollständig verschwinden. Die Apposition und Resorption würden über Zellen im Knochen reguliert werden. Hierzu sei die Größe der lokalen Belastung entscheidend (Huiskes [34]).

Parfitt [57, 58, 59, 60] unterschied einen schnellen und einen langsamen Knochenabbau und Wiederaufbau. Bei dem langsamen Knochenumbau (Remodeling) entstehen demnach zunächst beim Abbau kleine Gruben in den Knochen, die mit neuem Knochen aufgefüllt werden. Bei dem schnellen Abbau entstehen tiefe Gruben ausgehend von der Oberfläche des Knochens, die mit neuem Mineral aufgefüllt werden. Bei schnellem Knochenabbau können Fenestrierungen innerhalb der Knochentrabekel entstehen, das heißt, dass dünne Trabekel dabei die Verbindung zum Nachbartrabekel vollständig verlieren können. Dadurch sind im Querschnitt des Knochens freistehende Trabekel ohne Verbindung zum Nachbartrabekel sichtbar.

1.2. Mineralisierter Knochenanteil

Firoozbakhsh und Aleyaasin [19] haben sich in einer theoretischen Arbeit mit dem Remodeling der Knochenstruktur in einem Areal befasst, das unter gleicher einwirkender Kraft von außen bei ungleicher Verteilung dieser äußeren Kraft unterschiedliche Strukturen formiert. Die analytischen Ergebnisse sind:

1. Lokale Konzentration von Kompression verursacht im Knochen die Entwicklung einer höheren Knochendichte.
2. Stellen, die unter Zugkräften stehen, werden resorbiert und entwickeln eine kleinere Dichte.

3. Die Menge des endgültigen Wiederaufbaus und die Geschwindigkeit des Wiederaufbaus des Knochens nach einer Verletzung sind abhängig von der Form des ursprünglichen Defektes.
4. Die Menge der zuletzt resorbierten Knochen und die Dauer der Resorption sind kleiner im Vergleich zu den Bereichen, die aufgebaut werden.
5. Die Geschwindigkeit der Entwicklung einer Inhomogenität um ein Loch im Knochen ist am Anfang sehr hoch und wird in der darauf folgenden Zeit immer geringer.
6. Die Inhomogenität nimmt um so mehr ab, je weiter man sich von der Verletzungsstelle des Knochens entfernt.

Carter [10,11] geht von zwei oder mehr parallel funktionierenden Systemen der Regulierung der Knochenmasse aus. Bei der wiederholten Belastung von Knochen sind nach seiner Meinung die mechanisch verursachten Mikrofrakturen als ein Stimulus aufzufassen, um an deren Stelle durch Osteoklasten frakturiertes mineralisiertes Gewebe abzubauen und durch Osteoblasten erneut angepasste Knochenanteile anzubauen. Bei fehlender mechanischer Belastung bauen die Osteoklasten mineralisiertes Gewebe ab und es entstehen osteoporotische Knochenstrukturen. Wenn die Mikrofrakturierung sich in kurzer Zeit zu oft wiederholt und die Zeit zur Anpassung nicht gegeben ist, entstehen Ermüdungsbrüche, die vor allem in den Ossa metatarsalia auftreten.

Ein entscheidender Faktor bei der Bewertung der Stabilität des Knochens ist der Anteil des mineralisierten Knochens am Gesamtgewebe. Zur Beschreibung des Mineralisierungsgrads und der Struktur des Knochens werden verschiedene Methoden angewandt. Man unterscheidet zwischen nicht invasiven und invasiven Untersuchungen. Die radiologischen Methoden sind meist nicht invasiv, jedoch je nach Methode mit verschieden hoher Strahlenbelastung behaftet. Zu erwähnen sind hier die Dual-Energy-X-Ray-Absorptiometrie (DXA, Osteodensitometrie), Computertomographie und die Magnetresonanz-Tomographie. Die Histomorphometrie ist eine invasive Methode, die nur an Schnitten von Knochenproben möglich ist, jedoch sehr viel präziser als die verschiedenen radiologischen bildgebenden Verfahren ist.

1.2.1. DXA

Eine nicht invasive klinische Methode zur Bestimmung des mineralisierten Anteils des Knochens ist die „Dual Energy X-Ray Absorptiometry“ oder Osteodensitometrie. Bei der Röntgendurchleuchtung ist die Menge der absorbierten Strahlung proportional zur Knochenmineraldichte. Die DXA ist eine wenig strahlenbelastende Methode zur Verlaufskontrolle des Mineralgehaltes des Knochens ohne Verifizierung der einzelnen Knochenstrukturen. Die Resultate werden als BMD (Bone Mineral Density, Knochenmineraldichte) zusammengefasst.

Yang et al. [82] definieren die in DXA berechnete Knochenmineraldichte - bone mineral density - (BMD) in $[g/cm^2]$ als die Flächendichte, die aus dem Quotienten von Knochenmineralanteil (Bone Mineral Content (BMC) in [g]) und der anterioposterioren Knochenfläche (bone area (BA) in $[cm^2]$) berechnet wird:

$$BMD = BMC / BA.$$

Mayoux-Benhamou et al. [48] stellten mittels DXA fest, dass die BMD-Werte bei Sportlern signifikant höher sind. Die Autoren schlussfolgern, dass sowohl Kompressions-, als auch Zugkräfte die Knochenmineraldichte des Knochens beeinflussen.

Andere Autoren, die DXA zur Bestimmung des Knochenmineralanteils eingesetzt haben, sind Cody [13], Engh et al [16], Heilmann et al. [31], Oden [55], Sabo et al. [65], Trevisian et al. [70] und Y. Wu et al. [81].

1.2.2. CT, MRT

Die erste Arbeit, die sich mit der dreidimensionalen Struktur des Knochens mittels Computertomographie (CT) beschäftigte, wurde von Feldkamp et al [17] durchgeführt. Hierbei wurde eine Serie von zweidimensionalen Bildern mittels eines bildverarbeitenden Programms in ein Gesamt-3D-Bild umgerechnet.

Zur Evaluierung der Knochenfestigkeit werden BV / TV- Werte (Bone volume / Tissue volume, Knochenanteil am Gesamtpräparat-Volumen) vielfach bestimmt. Sie wurden auch herangezogen, um CT (Computertomographie) oder MRT (Magnetresonanz-Tomographie) als neue Methoden für die Auswertung der trabekulären Struktur zu etablieren. So haben

Genant et al. [24], Goulet et al [29], Ito et al. [35], Keaveny und Hayes [36], Lang et al. [41], Müller et al [52, 53] und Uchiyama et al. [72] histologische Bilder mit hochauflösenden CT-Bildern verglichen. Müller et al. [52, 53] verglichen BV/TV-Werte mittels CT und Histomorphometrie und fanden ein Verhältnis von durch CT ermittelten Werte zu den histomorphometrisch ermittelten Werten von 0,9 bis 1,1. Eine starke Korrelation der beiden Methoden war bei einem R-Wert von 0,83 zu verzeichnen.

Müller et al. [52, 53] haben CT-Bilder mit einem Mikrocomputertomogramm erstellt und die zweidimensionalen Aufnahmen zu einem 3D-Bild umgerechnet. Hierbei war ein deutlicher struktureller Unterschied zwischen plattenähnlicher Struktur von Knochen bei einem gesunden jungen Mann im Gegensatz zu den stabähnlichen Strukturen des dünneren und rarefizierten Trabekelwerks einer 73jährigen, an Osteoporose leidenden Frau, zu sehen.

Ein Problem der CT ist die geringe Auflösung der Bilder, so dass die Trabekel im Einzelnen nicht dargestellt werden können. Mitton et al. [49] und Feldkamp [17] beschrieben bei CT-Bildern mit einer Auflösung von 70 μm , dass die Auflösung geringfügig kleiner ist als die durchschnittliche Dicke der Trabekel (100 bis 150 Mikrometer). Chevalier et al. [12] verwiesen auf die Zunahme der Strahlenbelastung der Patienten bei höherer Auflösung der CT-Bilder. Durand et al. [15] setzten hingegen eine ultra-hoch-auflösenden CT bei einer Auflösung von 170 μm bei einer akzeptablen Strahlenbelastung des Patienten ein. Ein anderes Problem in der Bildgebung bei Computertomographie sind die Metallartefakte. Sokiranski [68] zeigte einen Weg zur Metallartefaktreduzierung in der Computertomographie am Beispiel der Hüftendoprothese.

Einige Autoren wie Genant et al. [24], Oden et al. [55], Majumdar et al. [43, 44] und Wehrli et al. [74, 75, 76] haben mittels Magnetresonanz-Tomographie (MRT) die Architektur des Trabekelwerks dargestellt und beschrieben. Nach Y. Wu et al. [81] ist auch bei der MRT das Hauptproblem die geringe Auflösung. Die Auflösung der Bilder lag bei 2 mm, so dass kleinere Strukturen nicht erfasst werden konnten.

1.2.3. Histomorphometrie

Die Gestaltmessung der unterschiedlichen Substrukturen eines histologischen Präparates wird Histomorphometrie genannt. Die zuvor eingebetteten, geschnittenen, und speziell gefärbten

histologischen Präparate eines Organs, wie Knochen, werden mit Hilfe eines Mikroskops vergrößert dargestellt und die einzelnen Strukturen wie z. B. Trabekel, Kortikalis, Zement, die einzelnen unterschiedlichen Zelltypen vermessen. Gemessen wird üblicher Weise die Oberfläche und die Fläche des Präparates, gegebenenfalls die Länge, Anzahl oder auch die Richtung der einzelnen Objekte. Eine ausführliche Beschreibung der Histomorphometrie hat Gross [30] publiziert.

Die Grundsätze der automatischen Bildverarbeitung wurden von Powley et al [62]

festgelegt. Demnach sind die fünf grundlegenden Schritte bei der Bildverarbeitung folgende:

1. Herausarbeitung des zu analysierenden Objekts.
2. Analyse der Textur.
3. Die Segmentierung der Daten.
4. Die Repräsentation des Modells oder des Objekts.
5. Die Zusammenführung der Modelle.

Mit der Entwicklung der computergestützten Bildbearbeitung war es erst in den letzten Jahren möglich, halbautomatische und automatische Verfahren zur Messung von einzelnen histologischen Strukturen einzusetzen. Bei den halbautomatischen Verfahren entscheidet der Untersucher, welche Strukturen in welchem Ausmaß berechnet werden sollen. Je nach Computer und Programm ist hier die Berechnung von Flächen, Längen oder Winkeln zwischen zwei Elementen möglich, wobei der Untersucher jeweils die Elemente einzeln definiert und der Computer die Berechnung übernimmt. Bei den vollautomatischen Verfahren, bei denen der Computer selbständig arbeitet, wird meist ein Verlust an Präzision mit dem Vorteil der schnelleren Bearbeitung erkaufte. Hier ist eine optimale Vorbereitung der histologischen Präparate und eine gute färberische Differenzierung mit einer hinreichenden Kontrastierung der einzelnen Gewebe des Präparates unerlässlich.

Um eine möglichst hohe Präzision zu erreichen, ist für diese Arbeit ein halbautomatisches Verfahren gewählt worden.

Über die Methodik der Histomorphometrie gibt es einige Literaturbeiträge, die ausführlich die Zusammensetzung der Gerätschaften beschreiben. Einen ähnlichen Aufbau des Morphometer-

Apparates und eine entsprechende Aufbereitung der histologischen Schnitte beschreiben Akhter et al [1], Bagi et al. [3], Beck et al. [5], Gross [30], Korstjens et al. [39, 40], Müller et al [52, 53], Polig und Jee [61], und Wigianto et al. [79] .

Wigianto et al. [79] haben die 2-dimensionalen Bilder zu einem einzigen 3D-Modell summiert.

Snyder und Hayes [69] haben sagittale und axiale Schnitte aus dem Femur herausgenommen und analysiert, um auf diese Weise die unterschiedlichen strukturellen Eigenschaften im dreidimensionalen Raum zu berücksichtigen (Abb. 1). Die Ergebnisse stimmten mit den bis dato bekannten zweidimensionalen Berechnungen überein.

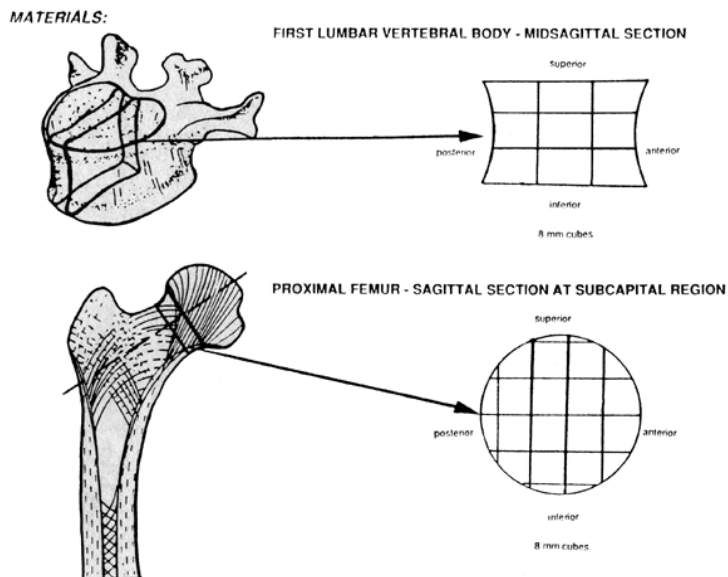


Abb. 1: Snyder et al. [69]

1.3. Architektur der Trabekel

1.3.1 Anisotropie

Isotrop heißen Körper mit gleichen physikalischen, besonders optischen Eigenschaften in allen Richtungen. Isotrop sind die amorphen Stoffe, z. B. Glas, ferner die Flüssigkeiten und Gase. Anisotrop, d.h. nicht-isotrop, sind die meisten Kristalle und durchsichtigen Kunststoffe (Brockhaus[7]). Anisotrop sind Strukturen, die eine Vorzugsrichtung haben. Haben die Bestandteile einer Struktur keine bevorzugten Verlaufsrichtungen, so sind sie isotrop. Die

mechanischen Eigenschaften des Knochens sind direkt auf die Eigenschaften der Trabekel und deren Architektur sowie auf die Corticalis zurückzuführen. Insofern ist die Frage der Anisotropie des Knochens entscheidend für die Erforschung der Biomechanik des Knochens. Im allgemeinen gilt das Trabekelwerk als anisotrop (Martens et al [46], Majumdar et al. [43, 44], Turner [70]). Knochen ist nach Carter und Spengler [9] anisotrop, da die elastischen Eigenschaften und die Stabilität des Knochens unter Berücksichtigung der Belastung von der Orientierung der Mikrostruktur des Knochens abhängig sind. Korstjens et al. [39, 40] beschreiben, dass der Knochen anisotrop ist und die Organisation und Verteilung der Trabekel, genauer gesagt die Architektur der Trabekel, eine höhere Bedeutung für die Materialeigenschaften hat als die Knochenmenge. Laut Martens et al. [46] ist die Anisotropie eine Funktion der Position der Strukturelemente.

Ein großes Problem ist die Methode zur Bestimmung der Anisotropie. Da die manuelle Winkelbestimmung zur Beurteilung der Orientierung der Trabekel in den histologischen Schnitten extrem aufwendig ist, haben die Forscher bislang nur sekundäre Merkmale bestimmt, die eine Aussage über die Anisotropie möglich machen. Ein Beispiel ist die Methode der mittleren Schnittpunkt-Längen (Mean Intercept Length) „MIL“, die weiter unten behandelt wird.

Wir haben eine histomorphometrisch basierte Methode entwickelt, mit der man die Orientierung der einzelnen Trabekel im Querschnitt des Knochens bestimmen kann.

Turner [70] hat die Hypothese aufgestellt, dass die Bruchspannung im trabekulären Knochen uniform verteilt und isotrop ist. Bei dieser theoretischen Arbeit nimmt er an, dass die trabekuläre Struktur sich so anpasst, dass die resultierende Spannung nach Belastung des Trabekelwerkes isotrop verteilt ist. Die Spitzenspannung wird dabei stets abgebaut und die Bruchspannung bleibt überall uniform. Er hat festgestellt, dass 90% der berechneten Bruchspannungswerte durch die Formel „ $\rho^3 H^3$ “ erklärt werden können, wobei „ ρ “ die vorhandene Dichte und „ H “ die genormte Anisotropie-Konstante (auch „fabric“ genannt) ist. Diese Formel korreliert auch zu 70% mit den Werten des Young'schen Elastizitäts-Modulus (auch E-Modulus genannt, Erläuterung im Anhang) des Knochens. Für die Berechnung des genormten Anisotropiewertes „fabric“ führt er eine Formel an, in der die Dichte des Knochens und sogenannte „Mean Intercept Length“ eingehen.

Majumdar et al. [43, 44] haben herausgefunden, dass bei zwei Objekten mit ähnlichen Werten für BV/TV (Knochenvolumen bezogen auf das Gesamtvolumen, Definition siehe oben) aber unterschiedlicher Anisotropie ein signifikant unterschiedlicher E-Modulus berechnet werden konnte. Dies besagt, dass die biomechanische Eigenschaft des Knochens nicht nur über die Knochenmineraldichte allein, sondern auch über Anisotropie-Faktoren definiert werden muss.

Martens et al [46] haben das Trabekelwerk von Femora auf Druckfestigkeit geprüft und festgestellt, dass erstens der trabekuläre Knochen anisotrop ist und zweitens die Anisotropie in verschiedenen Regionen des Knochens unterschiedlich ist.

1.3.2 Orientierung der Trabekel

In der zweiten Hälfte des 19. Jahrhunderts haben Meyer und Wolff beobachtet, dass die trabekuläre Struktur eine gut gestaltete Architektur besitzt, die in enger Beziehung zur Statik des Knochens steht. Sie stellten die Hypothese auf, dass die trabekuläre Anordnung entlang den Kräfte-Trajektorien erfolgt, das heißt, dass die Orientierung der Trabekel davon abhängt, ob Kompressions- oder Zugspannungen herrschen. Diese Hypothese wurde auch als Wolff'sches Gesetz bekannt. Sie besagt, dass die Architektur des trabekulären Knochens die mechanischen Eigenschaften bestimmt.

Die einzigen Arbeiten, in denen die Orientierung der Trabekel bestimmt wurde, sind die von Korstjens et al. [39, 40] und Osborne et al. [56]. Allerdings untersuchten Korstjens et al. [39, 40] die Veränderung der Orientierung der Trabekel im distalen Radius bei Kindern im Wachstumsalter. Osborne et al. [56] haben die bevorzugte Orientierung von Trabekelgruppen des Femur-Schenkelhalses während des Wachstumsalters bestimmt. Beide Gruppen bestimmten die Orientierung von Trabekelgruppen mittels planer Röntgenaufnahmen.

Osborne et. al. [56] unterscheiden 5 Gruppen von parallel verlaufenden Trabekelgruppen am proximalen Femur (Abb.2):

1. Die primäre mediale Gruppe, welche von dem medialen Anteil des oberen Schaftendes ihren Ursprung nimmt und breit gefächert in den Femurkopf ausstrahlt.
2. Die sekundäre mediale Gruppe, die von den medialen Anteilen des oberen Femurschaftendes ausgeht und nach schräg lateral in Richtung Trochanter major verläuft.

3. Die primäre laterale Gruppe, die von den lateralen Abschnitten des oberen Femurschaftes ihren Ursprung nimmt und in einem bogigen Verlauf über den oberen Schenkelhals in den Femurkopf ausstrahlt.
4. Die sekundäre laterale Gruppe, die distal von 3. ihren Ursprung nimmt und nach oben medial in die tieferen Abschnitte des Femurkopfes ausstrahlt.
5. Die trochanterische Gruppe, die kurvenförmig von den lateralen oberen Schenkelhalsanteilen in den Trochanter major ausstrahlt.

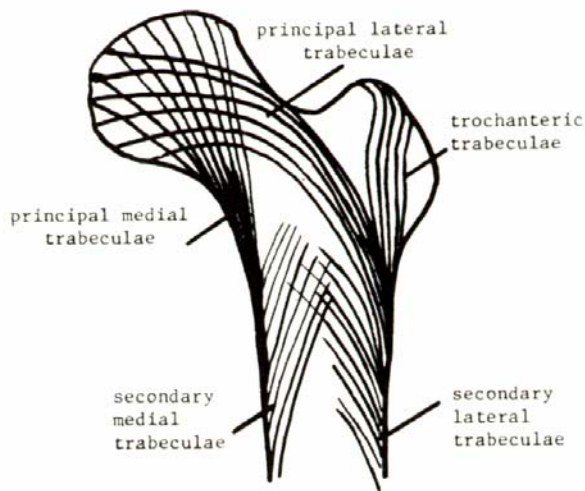


Abb. 2: Orientierung der Trabekel des Femurs, Einteilung nach Osborne et al [56] nach planen Röntgenaufnahmen.

Ford und Keaveny [20] haben Bruchkriterien bei Anwendung von Scherkräften an Tibiae von Rindern gemessen und festgestellt, dass Scherkräfte einen wichtigen Faktor bei der Fraktur von Knochen darstellen, wenn beispielsweise bei einem seitlichen Fall auf die Hüfte die Kräfte nicht entlang der Vorzugsrichtung der Trabekel wirken.

Rockoff et al [64] haben von planen Röntgenaufnahmen des distalen Radius die Orientierung der Trabekel bestimmt. Bei normalen Knochen war die Orientierung hauptsächlich entlang der Longitudinalachse des Knochens gerichtet. In Proben aus einem osteoporotischen Knochen war dagegen keine Hauptorientierung bzw. bevorzugte Richtung der Trabekel feststellbar.

Hert [33] hat folgende Erklärung für die Orientierung der Trabekel:

„Die sekundäre Spongiosa ist netzwerkartig so angeordnet, dass man innerhalb der Spongiosa verschiedene parallel verlaufende Systeme unterscheiden kann. Betrachtet man einen Trabekel innerhalb eines Knochens mit einer konvexen Gelenkfläche, dann wirken die Kräfte an diesem Trabekel stets aus der proximalen Richtung. Stellt man diese Kräfte als Vektoren dar, ist die Summe der aus unterschiedlichen Richtungen wirkenden Faktoren ein Konus (Trichter), dessen Basis proximal liegt und die Spitze des Konus auf diesen Trabekel gerichtet ist (Abb. 3). Die Orientierung der Trabekel verläuft parallel zu den äußersten Vektoren dieses Konus. Dadurch entstehen auch Trabekelsysteme, die in sich parallel verlaufen und vor allem eine schräge Orientierung von proximal nach distal haben. Diese Systeme sind wie ein Netzwerk ineinander konnektiert. Dadurch wird eine von lateral schräg auftretende Kraft durch das Trabekelsystem getragen, das parallel entlang dieser Krafteinwirkungsrichtung verläuft. Eine entsprechend von medial schräg auftretende Kraft wird auf ein anderes System übertragen, das ebenfalls entlang der Krafteinwirkung ausgerichtet ist. Alle anderen Kräfte zwischen Extremitäten werden von beiden Systemen gleichzeitig abgefangen und gleichzeitig auch an die Kompakta weitergeleitet.“

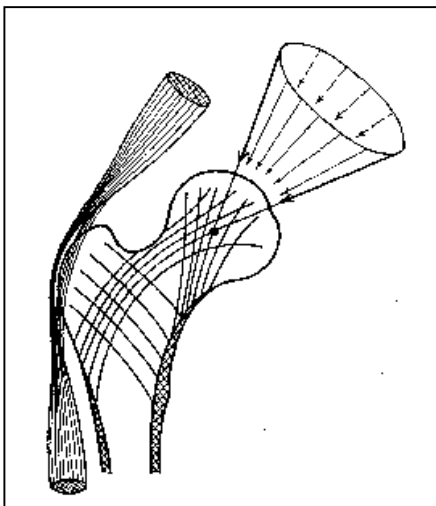


Abb. 3: Haupt-Trabekelsysteme nach Hert [33]

Cody et al. [13] haben versucht, bei der Prüfung der Kompressionsfestigkeit den Faktor der unterschiedlichen Orientierung der Trabekel mit einzubeziehen. Ein Femur wurde entlang der anatomischen Horizontalachse röntgenologisch aufgenommen, so dass Femurkopf und Femurhals im Querschnitt untersucht wurden, genannt „Neck-Orientiation“. Kontralateral

wurde entlang der anatomischen Längsachse des Femurs untersucht, genannt „Trabekular Orientation“ (Abb. 4).

Die Orientierung der Würfel aus den trabekulären Knochenbereichen entlang der primären Druckverteilungsräume im Femurhals war ein signifikanter Faktor für die mechanischen Eigenschaften der Trabekel in diesem Bereich. Diese Ergebnisse waren unabhängig von der Knochendichte.

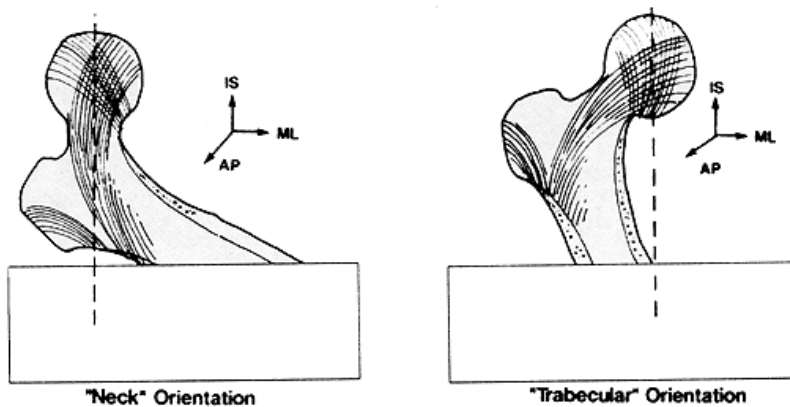


Abb. 4: Eine Methode zur richtungsorientierten Messung nach Cody et al. [13]

Oden et al. [55] fanden, dass die trabekuläre Orientierung eine große und signifikante Auswirkung auf die Festigkeit des Knochens hat und ein wichtiger Faktor in der Prognose von Frakturen sein kann.

1.3.3. MIL, Methode der mittleren Schnittpunktlängen (Mean Intercept Length)

Whitehouse und Dyson [77,78] führten eine Methode ein, um die Anisotropie des Knochens zu quantifizieren. Sie ist genannt Methode der mittleren Schnittpunkt-Längen (mean intercept lengths, MIL). Ein durchsichtiges Papier mit 3 Gruppen von parallel verlaufenden Linien wurde über die Abbildungen von Knochenpräparaten gelegt. Der Winkel zwischen den Gruppen von Linien betrug 120° , d. h. die Linien waren in 0° -, 120° - sowie 240° - ausgerichtet. Es wurden die Kreuzungspunkte zwischen diesen Testlinien und dem Knochen-Markraum-Interface bestimmt. Mit dem Abstand zwischen den Testlinien „h“ [mm] und der Anzahl der Kreuzungspunkte „ p_A “, wurde die „orthogonal projizierte Länge der Grenzschicht pro Maßeinheit „ j_A “ berechnet: $j_A = h \cdot p_A$.

„ J_A “ mit dem Vergrößerungsfaktor multipliziert ergibt „ J_A “. Die totale Grenzschicht-Oberflächenlänge in mm/mm^2 an der untersuchten Präparatfläche „ B_A “ über alle 3 Testliniengruppen, wird von den Autoren berechnet als $B_A = \pi / 2 \times J_A$.

Der Fehlerquotient soll im Durchschnitt der drei Messungen effektiv limitiert werden.

Stellt man sich also vor, dass sich ein Punkt entlang einer geraden Linie in einer bestimmten Richtung in der Schnittebene bewegt, dann sind die Strecken, die dieser Punkt an dem Knochen abfährt, die sogenannte MIL (mean intercept length). Wandert nun dieser Punkt entlang der Längsachse eines Trabekels, so ist ein Maximalwert zu verzeichnen. Trifft dieser Punkt schräg auf einen Trabekel, ist die MIL kleiner. Trifft dieser Punkt den Trabekel senkrecht, ist die MIL noch kleiner. Somit ist die MIL abhängig von der Richtung des Trabekels. Die MIL ist folgendermaßen definiert für die Punkte, die sich bei einem Winkel (ω) entlang der vorgegebenen Richtung $L_b(\omega)$ bewegen:

$$L_b(\omega) = (A_{Ab}) / (\frac{1}{2} J_A(\omega)).$$

A_{Ab} ist die relative Knochenfläche in der Schnittebene von dem Präparat und $J_A(\omega)$ ist die orthogonal projizierte Länge der spezifischen Grenzoberfläche.

Wenn die MIL-Werte in einem polaren Diagramm eingetragen werden, entsteht eine Ellipse. Der Wert, der den Grad der Anisotropie angibt, ist R, wobei R das Verhältnis von der langen zu der kurzen Achse der Ellipse ist (Abb. 5).

Experimentelle Werte für R sind bei isotropen Strukturen bei 1 und bei anisotropen Strukturen bei 2.

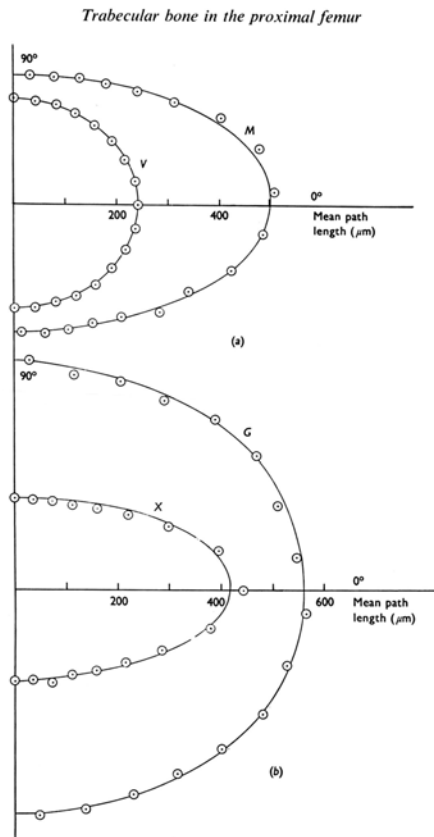


Fig. 15. Polar diagrams of the distribution of mean path lengths in bone: (a) in region M, section 1A, and V, section 1D; (b) in region G, section 1B, and X, section 1G. The fitted curves are ellipses.

Abb. 5: MIL nach Whitehouse et al. [77]

Synder und Hayes [69] verwendeten eine etwas veränderte Definition der MIL:

$$L_b(\omega) = 2 (A_{Ab}) / L_L(\omega)$$

A_{Ab} = Knochendichte (apparent bone density)

$L_L(\omega)$ = Anzahl der Kreuzungen zwischen den Testlinien und Knochenmark-Knochen-Interface bezogen auf die Gesamtlänge der Testlinien.

ω = Winkel der Testlinien im Koordinatenkreuz

Auch hier ergibt sich eine Ellipse für anisotrope Strukturen, wenn das Ergebnis in einem polaren Koordinatenkreuz eingetragen wird. Nach diesen Autoren ist die längste Achse der Ellipse kongruent mit der Hauptorientierung der Trabekel.

Falls die Testlinien parallel zu den Trabekeln verlaufen, ist der $L_b(\omega)$ –Wert am größten. Wenn diese Testlinien schräg oder senkrecht zu den Trabekeln verlaufen, wird $L_b(\omega)$ kleiner.

Diese Berechnung wird benutzt, um die Richtung der Trabekel anzugeben und das Maß der Anisotropie zu bestimmen.

Goulet et al [29] haben die MIL folgendermaßen definiert:

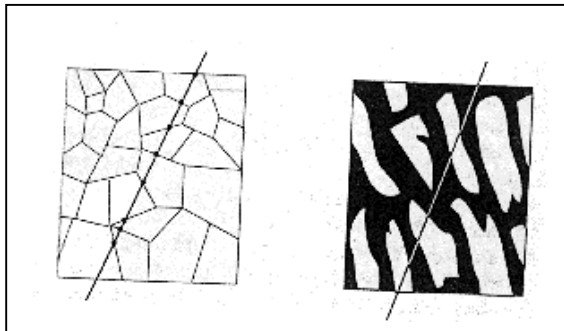
$MIL = 2 \times (\text{Knochenvolumenanteil} / \text{Anzahl der Abschnitte der Testlinie zwischen den Kreuzungspunkten})$.

Es wurde dann ein Faktor, der sog. „Degree of Anisotropy“ (DA, Grad der Anisotropie) definiert, der sich aus dem Maximum-MIL (MIL 1) geteilt durch Minimum-MIL (MIL 3) berechnet:

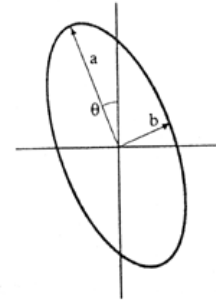
$$DA = MIL\ 1 / MIL\ 3.$$

Der Wert des „Degree of Anisotropy“ (DA) korrelierte signifikant ($p < 0,05$) mit der Anzahl der Trabekel sowie mit dem Anteil des Knochenvolumens am Gesamtvolumen (BV / TV). Es konnte eine starke Korrelation bei einem R-Quadratwert von 0,90 zwischen dem Logarithmus von MIL-Werten und Logarithmus des E-Modulus festgestellt werden. Wenn man Knochenvolumenanteil am Gesamtvolumen (BV/TV), Mean Intercept Length und DA (Degree of Anisotropy) zusammen bestimmt, sind alle Werte statistisch nachgewiesen direkt abhängig von der Richtung der Trabekel.

Für die Berechnung des genormten Anisotropiewertes (Fabric) führt Turner [70] eine Formel an, in der die Dichte des Knochens und sogenannte Mean Intercept Length eingehen. Durchmesser des Ellipsoids, die als Eintragung der MIL-Werte in einem polaren Koordinatenkreuz entstehen, ergeben demnach den sogenannten Eigenwert des sogenannten Fabric-tensors, der als Maß für Anisotropie angenommen wird (Abb.6).



Stereologische Längen in Ein-Phasen- und Zwei-Phasen-Strukturen wie trabekulärer Knochen. MIL in einer Ein-Phasen-Struktur ist die durchschnittliche Länge zwischen zwei Kreuzpunkten auf einer Testlinie (Kreuzungspunkte sind als schwarze Punkte hervorgehoben), oder auch als $1/P_L$ ausgedrückt, wobei P_L für die Anzahl der Kreuzungspunkte pro Testlinieneinheit steht. Es gibt zwei grundlegende Längen im trabekulären Knochen: Die durchschnittliche Länge der Testliniensegmente, die über den Trabekeln sich befinden (In weiß hervorgehoben) und die durchschnittliche Länge der Testliniensegmente, die über Knochenmarkraum zu liegen kommen, also die schwarzmarkierten Segmente.



Darstellung des Anisotropie-Grades der Architektur des trabekulären Knochens. Die Ellipse, rechts im Bild, zeigt graphisch das Ergebnis des links dargestellten Präparates. „a“ und „b“ sind die Haupt- und Nebenachsen der Ellipse und θ ist der Winkel zwischen dem Koordinatensystem der Messergebnisse (Trabekel-Verlaufsrichtung) und dem Koordinatensystem des kompletten Präparates.

Abb. 6: MIL, berechnet nach Turner [70]

Goldstein et al. [26] haben als Maß für die Orientierung der Trabekel in den μ -CT-Bildern auch die MIL gewählt. Zwei Proben mit ähnlichen BV/TV-Werten und unterschiedlicher Anisotropie hatten zwei graphisch unterschiedliche Ergebnisse (Abb. 7).

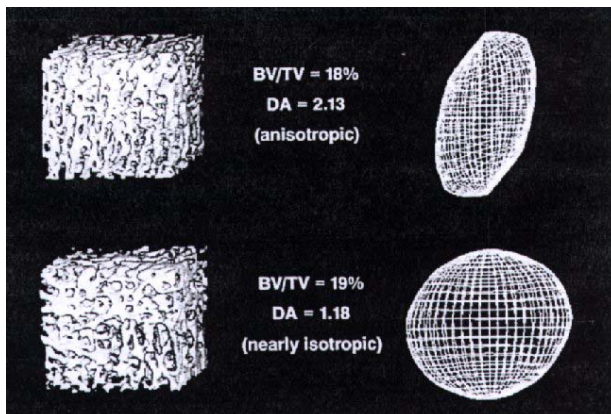
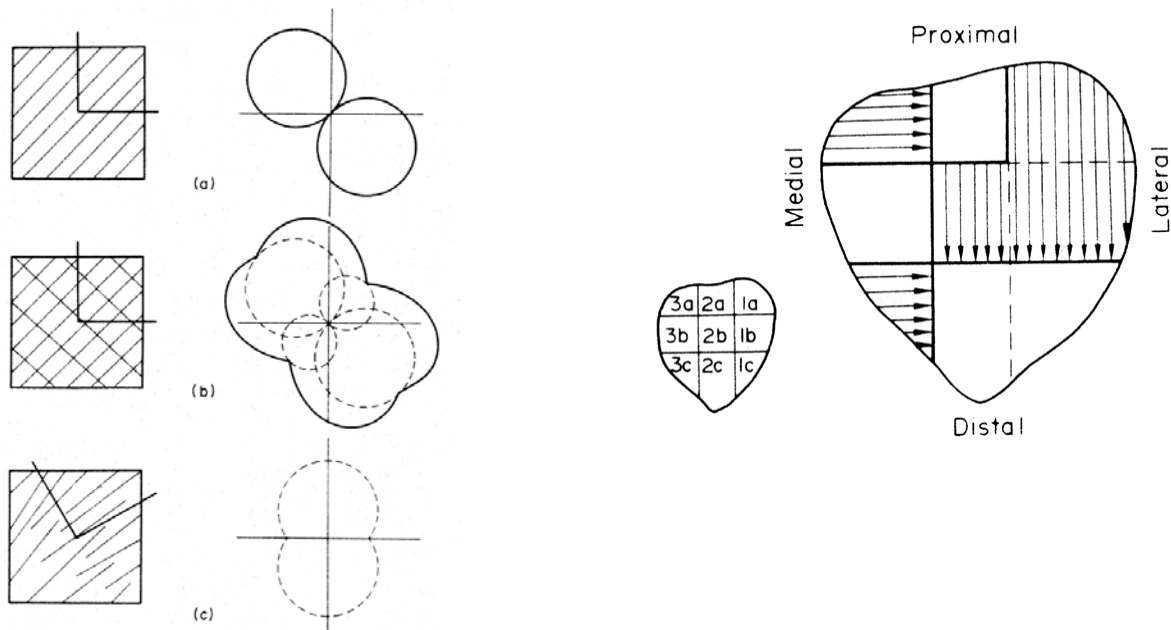


Abb. 7: MIL nach Goldstein [26]

Die Darstellung der MIL-Werte der nahezu isotrop strukturierten Würfel zeigen sich in einer kugeligen Form, die der anisotropen in einer ovalären Form.

Auch Oden et al. [55] sowie Majumdar et al. [43, 44] haben die Trabekelstruktur des Knochens bestimmt und die MIL als Maß der Orientierung der Trabekel berechnet.

Raux et al. [63] haben die Orientierung der Trabekel in der Patella nach einer Methode bestimmt, die „rose of the number of intersections“ benannt wird. Die Methode ist stark an der Methode „Mean Intercept Length“ angelehnt. Es wird ein quadratischer Messbereich bestimmt. Über das Bild von diesem Messbereich legt man eine vordefinierte Testlinie, in diesem Fall 3 Testlinien, die einen rechten Winkel bilden. Anschließend werden die Winkel gemessen, die die einzelnen Trabekel mit dieser Testlinie bilden. Das Ergebnis wird auch hier in einem polaren Koordinatenkreuz aufgetragen (Abb. 8). Die Abbildung im polaren Koordinatenkreuz gibt die Hauptorientierung der Trabekel an.



Anzahl der Kreuzungspunkte zwischen den Strukturelementen und den Testlinien versus Winkel der Testlinien werden in einem polaren Koordinatensystem eingetragen. Beispiele:

- A) Eine Verlaufsrichtung der Strukturelemente, Grad der Orientierung (degree of orientation) beträgt 100%,
- B) Zwei Verlaufsrichtungen, beide Grade der Orientierungen betragen 100%.
- C) Eine Verlaufsrichtung, Grad der Orientierung ist kleiner als 100%.

Die Patella wurde in verschiedene Messbereiche eingeteilt. Die „Rose of the number of the intersections“ zeigte eine Änderung der Hauptverlaufsrichtung der Trabekel von medial nach lateral. In medialen Messbereichen war eine horizontale bis schräge Verlaufsrichtung der Trabekel messbar, hingegen waren in den lateralen Bereichen mehr vertikal verlaufende Trabekel vorhanden.

Abb.8: Rose of the number of intersections nach Raux [63]

Geraets [25] hat zur Quantifizierung der Orientierung der Trabekel zwei Methoden miteinander verglichen: Die neu definierte „Line Fraction Deviation (LFD)“ und MIL.

Es wurde der Anteil der hellen Pixel entlang einer Summe von in kurzen Abständen parallel verlaufenden Linien berechnet, woher auch der Begriff LFD -Line Fraction Deviation- stammt. LFD ist die Standardabweichung der Fraktion der hellen Pixel, die auf den einzelnen Linien vorkommt. Trägt man nun die LFD-Werte, so ähnlich wie das für MIL-Werte bereits gemacht wurde, in ein Polarkoordinatensystem ein, entstehen bei isotropen Untersuchungsmaterialien immer annähernd symmetrisch aufgebaute Strukturen bzw. Zeichnungen in dem Polarkreis (Abb. 9). Bei anisotropen Untersuchungsmaterialien sind die Grafiken in dem Polarkreis nicht mehr symmetrisch. Der Vorteil von LFD gegenüber MIL ist, dass LFD sehr viel sensitiver ist und allein durch die Beobachtung der Grafiken im Polarkoordinatensystem schon eine Aussage über isotropieverhaltendes Material getroffen werden kann.

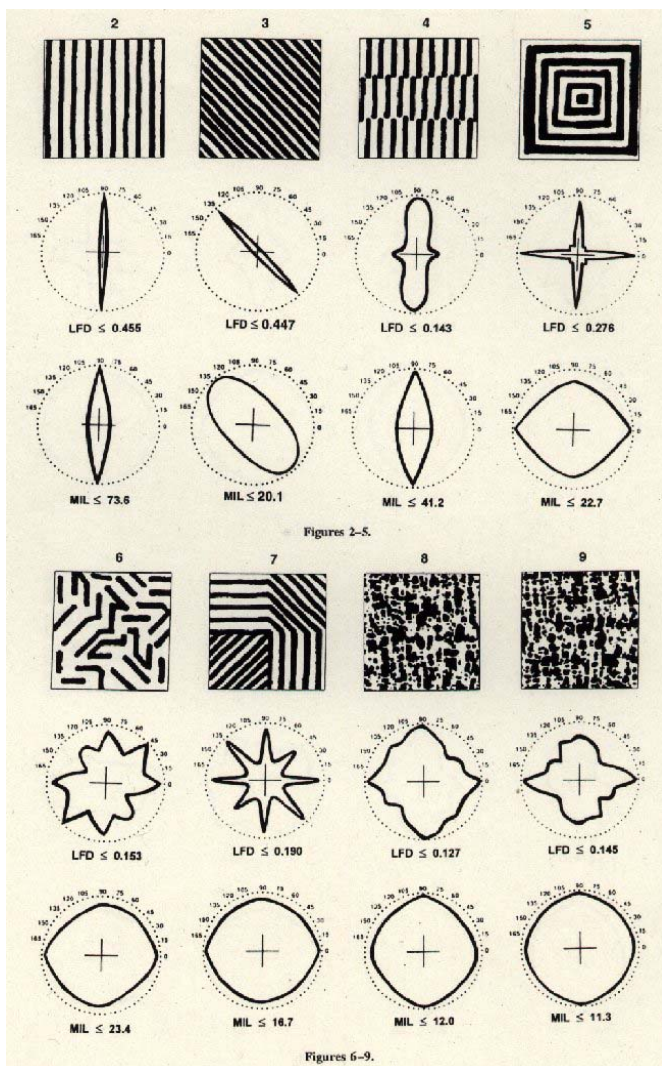


Abb. 9: LFD im Vergleich zu MIL nach Geraets [25].

Cruz-Orive et al. [14] führte eine ähnliche Methode wie MIL aus der Werkstoffkunde ein, um die Anisotropie des Knochen trabekelwerkes zu beschreiben: „Star Volume Distribution“. Bei einem anisotropen Material sind zwei oder mehr Bestandteile einer Struktur inhomogen verteilt. Man Betrachtet innerhalb einer aus mehreren Bestandteilen zusammengesetzten Struktur (z.B. Trabekel, Knochenmark, Weichgewebe, etc.) einen einzigen wie z. B. Trabekel. Zwei beliebige Punkte x und u innerhalb der Struktur werden gewählt. Man stelle sich nun vor, dass ein Lichtstrahl von dem Punkt x in der Richtung u dreidimensional strahlt. Der Anteil des Volumens dieses Lichtkegels, der aus dem betrachteten Material besteht (Trabekel), multipliziert mit 4π , ist ein Maß für die Anisotropie des Materials.

1.4. Biomechanik

Die mechanischen Eigenschaften von trabekulären Knochen haben eine sehr große Bedeutung für die Implantat-Überlebenszeit. Deshalb ist es Ziel der verschiedensten Untersuchungen am trabekulären Knochen, die Zusammenhänge von mechanischen Eigenschaften und Mechanismen der Reaktion des Knochens auf Veränderungen in seiner Umgebung zu verstehen. Eine Methode ist der Kompressionstest.

Obwohl wir keine direkte biomechanische Testung durchgeführt haben, ist eine Auseinandersetzung mit der Biomechanik des Knochens in dieser Arbeit unabdingbar. Ohne Beachtung der Biomechanik ist die Berechnung der Anisotropie des Knochens nicht sinnvoll.

Fiala und Hert [18 und 33] haben die Architektur der Spongiosa mit folgenden Annahmen erklärt:

1. Die sekundäre, funktionelle Spongiosa entwickelt sich auf Basis einer primären Spongiosa.
2. Die Spongiosa formt sich abhängig von der einwirkenden Kraft auf die Trabekel und orientiert sich nach der Richtung der größten Hauptspannungen.
3. Die Spongiosa entwickelt sich unter Einwirkung von unterschiedlichen Spannungen aus unterschiedlichen Richtungen.

4. Die schräg einwirkenden Kräfte, wie sie bei den Extrempositionen der Gelenkstellung vorkommen, verursachen die größte Spannung in Knochen.
5. Alle Trabekel in der Metaphyse werden deshalb in Richtung der dominanten Spannung neu orientiert.
6. In den Knochenenden, die eine konvexe Gelenkfläche haben, ist die Orientierung der Trabekel fächerförmig (trichterförmig). Die Trabekel können sich zu einer zirkulären Lamelle, die parallel zu der Oberfläche der Metaphyse liegt, zusammenschließen.
7. Die Trabekelsysteme, die unter Zug stehen, kommen meist an den Ansatzstellen von Ligamenten vor, oder befinden sich direkt unterhalb einer konkav geformten Gelenkoberfläche.

Mattheck [47] bezeichnet die mechanischen Eigenschaften eines Objektes dann als optimal, wenn die Struktur eine ausreichende Stabilität für alle relevanten Belastungsfälle bei einem Minimum an Gewicht aufweist. Weiterhin stellt er fest, dass Defekte und Frakturen oft an der Oberfläche beginnen. Deshalb postuliert er, dass ein gutes mechanisches Design sich durch eine homogene Verteilung der Spannung an der Oberfläche auszeichnet. Demnach ist die Wahrung einer konstanten Oberflächenspannung (v. Mises-Spannung) das Merkmal einer mechanisch optimalen Struktur.

Carter [9] sieht einen Zusammenhang zwischen der Belastung des Knochens über ein längeres Zeitintervall und der Gen-Expression. Die Mechanismen hierfür sind jedoch nicht genau bekannt. Die natürliche Sequenz von Knochenwachstum und Knochenanpassung ist laut Carter: Proliferation, Reifung, Degeneration und Ossifikation. Eine andere Sequenz von Knochenanpassung beschreibt die ARF-Regel (Aktivierung, Resorption, Formation) von Frost [21, 22].

Die tatsächliche Belastung der Prothesen haben Bergmann et al. [6] mit instrumentierten Prothesen gemessen, die räumlich an den Implantaten angreifenden Kräfte und die Prothesentemperatur wurden hierbei telemetrisch erfasst. Die Gelenkbelastung lag beim normalen Gehen beim 2 1/2- bis Vierfachen des Körpergewichts. Die Belastungsrichtung des Femurs in der Frontalebene war bei hohen Kräften fast immer konstant, während sie in einer

Ebene quer zum Femur stärker schwankte und bei höherer Belastung in etwa der durchschnittlichen Anteversion des Schenkelhalses entsprach.

1.4.1 Kompressionstest

Oden et al [55] haben mit Proben aus dem Trabekelwerk von Tibiae Kompressionstests durchgeführt. Die Kraft, die zum Bruch von Trabekeln führte, wurde als Bruchspannung (Failure Stress Force) registriert. Sowohl Knochenmineraldichte (BMD), als auch die Hauptorientierung der Trabekel korrelierten signifikant mit dem Failure Stress.

Goldstein et al. [26] stellten fest, dass mehr als 80% der Varianz in den mechanischen Eigenschaften des Knochens durch Dichte und Orientierung der Trabekel erklärt werden konnte.

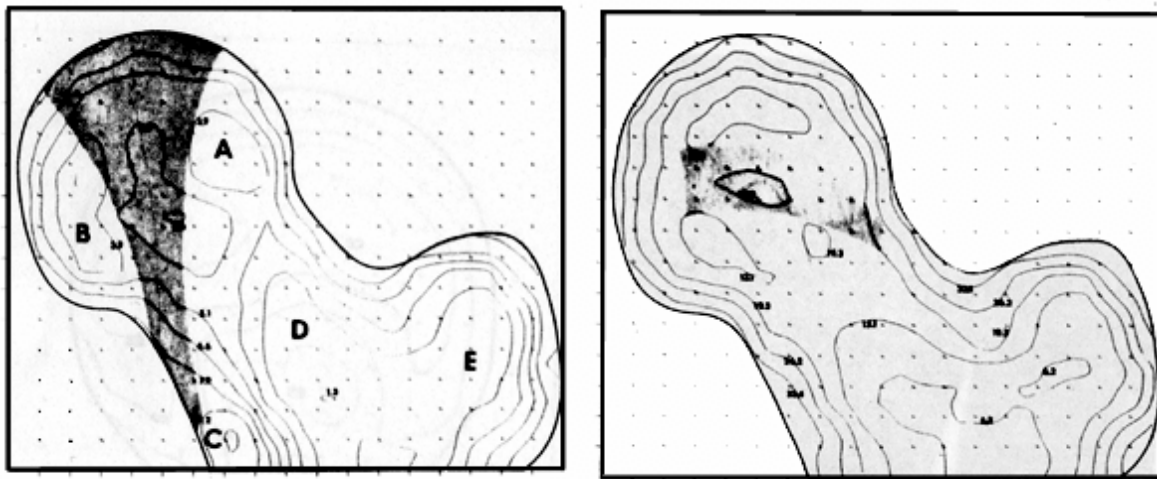
Whitehouse und andere [77, 78] zeigten, dass Trabekel aus unterschiedlichen anatomischen Lokalisationen auch unterschiedliche mechanische Eigenschaften haben. Die Stärke des Knochens und Young'scher Modulus sind stark abhängig von der Dichte des Knochens (apparent density). Der E-Modulus für trabekuläre Knochen ist ca. 20 bis 30% geringer als für kortikale Knochen. Die Bruchdehnung (Failure Strain) ist bei anisotropen Materialien unabhängig vom E-Modulus [76, 77].

Lang et al. [41] definierten die Knochenfestigkeit (Bone strength) als die Kraft, die in der Spannungs- Dehnungskurve bei mechanischen Kompressionstestungen den ersten Gipfel (Peak) verursachte, also diejenige Kraft, die die ersten Anzeichen eines Bruches darstellte.

Mitton et al. [49] untersuchten Corpora vertebrae von Schafen histomorphometrisch, mit CT auch nach biomechanischen Kriterien. Im Vergleich der Daten aus der mechanischen Untersuchung und den Daten aus der Computertomographie war eine signifikante Korrelation zwischen der trabekulären Dicke und der maximalen Kompressionskraft vorhanden.

Da die E-Moduli und Materialeigenschaften innerhalb eines Knochens sehr unterschiedlich verteilt sein können, versuchten Brown und Ferguson [8] die Verteilung der mechanischen Eigenschaften im trabekulären Netzwerk des proximalen Femurs darzustellen. Dabei wurde ein solcher Knochen in 800 bis 1.200 kleine Würfel der Kantenlänge 5 mm zerteilt. An diesen

kleinen Würfeln wurden mechanische Tests (Kompressionstests) durchgeführt. Anschließend wurden die Werte für elastischen Modulus und Bruchspannung für jedes untersuchte Quadrat auf eine Zeichnung des proximalen Femurs aufgetragen. Die Bereiche mit ähnlichen Werten wurden durch Linien verbunden. Das Ergebnis ist verblüffend: Ausgehend von dem Zentrum des Knochens haben die Bereiche mit derselben Entfernung zum Zentrum die gleichen Werte. Anders ausgedrückt, man kann den Knochen in zirkulär schalenartig um einen zentralen Punkt geordnete Bereiche einteilen, wobei alle Trabekel auf einem solchen Kreis ähnliche Werte für Materialeigenschaften aufweisen (s. Abb. 10).



Konturen der Elastizitätsmoduli (Kompression in superior-inferior-Achse) für ein in koronarer Richtung herausgeschnittenes Präparat des proximalen Femurs. Die Linien trennen Areale mit einem Unterschied der Elastizitätsmoduli von jeweils einem vielfachen von 10^3 MN/m^2 . Die grau hervorgehobene Fläche ist ein „rigides“ Areal und korrespondiert mit dem primären trabekulären System. Die Areale mit den höchsten Steifigkeitswerten sind mit den Buchstaben „A“ bis „E“ markiert.

Konturen der Kompressibilität (Yield Strength) für denselben histologischen Schnitt, kalkuliert von Kompression der einzelnen Würfel in der medial-lateral-Achse.

Abb. 10: Verteilung der mechanischen Eigenschaften des Knochens nach Brown et al. [8]

Keaveny und Hayes [36] stellten fest, dass durch die vorhandene Anisotropie des trabekulären Knochens der E-Modulus des Trabekels an demselben Präparat in unterschiedlichen Höhen um den Faktor 100 verschieden sein kann. Die Autoren sagen, dass der E-Modulus des Knochens beim Menschen pro Dekade des Lebensalters um 17% abnimmt. Die Bruchfestigkeit des Knochens reduziert sich um etwa 6% pro Dekade. Das Maß der Anisotropie steigt mit dem Lebensalter.

1.5. Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit war, die Architektur des Trabekelwerks in der Umgebung von Implantaten zu bestimmen. Um die Anisotropie zu quantifizieren, wurde in dieser Arbeit ein Verfahren zur Berechnung der Hauptorientierung der Trabekel in histologischen Schnitten entwickelt und eingesetzt.

Die Ziele dieser Arbeit waren:

1. Die Menge und Anordnung des Knochens in der Umgebung von zementierten und nicht zementierten Femurschaft- und Knieprothesen sollten beschrieben werden.
2. Es sollte nach Regeln gefahndet werden, die die ermittelten Strukturen und Parameter charakterisieren.
3. Die Regeln sollten das Interface von Prothesen und seine knöcherne Umgebung bewerten und positive oder negative Verläufe voraussagen.

Das zu analysierende Material sollte nicht experimentell gewonnen, sondern aus klinischen Beobachtungen stammen, die Verhältnisse realistisch abbilden ,zumindest in den wenigen untersuchbaren Fällen.