

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl. Ing. Volkmar Jansson

# **Funktionsorientierte Analyse der Trabekelstruktur des proximalen Femurs**

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

vorgelegt von  
Tobias Paul Skuban  
aus  
Wolfratshausen  
2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Bernhard Heimkes

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Stefan Milz

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Karl-Georg Kanz

Priv. Doz. Dr. Andrea Baur-Melnyk

Prof. Dr. Thomas Gilg

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

Tag der mündlichen Prüfung: 10.12.2009

## Inhaltsverzeichnis

<b>I</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
<b>II</b>	<b>Theoretische Grundlagen</b> .....	<b>3</b>
1.	Anatomische Vorbemerkungen.....	3
1.1.	Das Hüftgelenk.....	3
1.2.	Die Trabekelstruktur des proximalen Femurs.....	7
2.	Theorien zur Adaptationsfähigkeit des Knochengewebes.....	10
2.1.	Frühe Überlegungen im 19. Jahrhundert: BOURGERY, MEYER, CULMANN, ROUX, WOLFF.....	10
2.2.	PAUWELS' Hypothese zur funktionellen Anpassung des Knochens.....	13
2.3.	Thermodynamisches Modell nach COWIN und HEGEDUS.....	23
2.4.	Remodeling-Phasen nach PARFITT.....	25
2.5.	Mechanostat-Hypothese nach FROST.....	26
2.6.	Knochenadaptations-Simulationen (am Beispiel der Arbeiten von CARTER).....	28
2.7.	Remodelingtheorie nach HUISKES.....	31
2.8.	Nicht-mechanische Modulationsparameter des Knochenremodelings.....	36
3.	Die Theorie der kausalen Histogenese nach PAUWELS.....	38
4.	Modelle zur Biomechanik des Hüftgelenks.....	42
4.1.	Hypothese nach PAUWELS.....	42
4.2.	Hypothese nach HEIMKES.....	47
<b>III</b>	<b>Materialien und Methodik</b> .....	<b>50</b>
1.	Untersuchte Femora.....	51
2.	Erstellung der CT-Aufnahmen.....	52
3.	Das Programm ALLPLAN.....	53
3.1.	Anwendung in der Architektur.....	53
3.2.	Anwendung im Rahmen der hier vorgestellten Trabekelanalyse.....	54
4.	RATA (Radiologisch Approximative Trabekelanalyse).....	55
4.1.	Identifikation der Trabekelbündel und der Knochenbälkchen.....	55
4.2.	Aufteilung in Einzelsektionen und Bestimmung des mittleren Bälkchen-Winkels.....	57
4.3.	Ermittlung der approximativen Streckenfolge und des Approximations-Splines.....	61
4.4.	Bestimmung der Summationssplines.....	63
4.5.	Bestimmung der Winkel zwischen den einzelnen Trabekelbündeln.....	64
4.6.	Ermittlung der Winkel zwischen Bälkchen des medialen Trabekelbündels und der Hüftkopfepiphyse.....	66
<b>IV</b>	<b>Ergebnisse der eigenen Untersuchungen</b> .....	<b>67</b>
1.	Analyse des bogenförmigen Trabekelbündels.....	67
1.1.	Ermittelte Einzelbälkchen.....	67
1.2.	Winkel der identifizierten Einzelbälkchen zur Senkrechten.....	70
1.3.	Ermittelte approximative Streckenfolgen der kranialen und kaudalen Sektionen.....	72
1.4.	Ermittelte Spline-Interpolationen der kranialen und kaudalen Sektionen.....	75
1.5.	Bestimmung des Summationssplines der kranialen Sektionen.....	79
1.6.	Bestimmung des Summationssplines der kaudalen Sektionen.....	80
1.7.	Bestimmung des Gesamt-Summationssplines.....	81

---

2.	Analyse der medialen und trochantären Trabekelbündel.....	83
3.	Bestimmung des Winkels zwischen medialem und bogenförmigem Trabekelbündel .....	87
4.	Bestimmung des Winkels zwischen trochantärem und bogenförmigem Trabekelbündel .....	91
5.	Bestimmung des Winkels zwischen medialem Trabekelbündel und Epiphysenfuge des Hüftkopfes .....	94
6.	Aufstellung eines Modells der Trabekelarchitektur am proximalen Femur.....	96
<b>V</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>98</b>
1.	Überlegungen zur angewandten Methodik.....	98
2.	Interpretation der Ergebnisse .....	107
<b>VI</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>115</b>
1.	Fotos der untersuchten Femora .....	115
2.	Ermittelte Bälkchenwinkel von Trabekeln des bogenförmigen Bündels zur Vertikalen .....	117
3.	Identifizierte Bälkchen des bogenförmigen Bündels .....	163
4.	Ermittelte Streckenfolgen .....	173
5.	Ermittelte Splines .....	183
6.	Bälkchen des medialen und trochantären Bündels .....	193
<b>VII</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>203</b>
<b>VIII</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>205</b>
<b>IX</b>	<b>Publizierte Ergebnisse.....</b>	<b>213</b>
<b>X</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>214</b>
<b>XI</b>	<b>Lebenslauf .....</b>	<b>215</b>
<b>XII</b>	<b>Ehrenwörtliche Erklärung.....</b>	<b>218</b>

# I Einleitung

Unter „Biomechanik“ versteht man ein stark interdisziplinär orientiertes Wissenschaftsgebiet, in welches Erkenntnisse aus verschiedenen medizinischen Teildisziplinen (Anatomie, Chirurgie, Physiologie, Orthopädie, Physikalische und Rehabilitative Medizin), aber auch solche anderer wissenschaftlicher Fächer (Mathematik, Physik, Informatik) einfließen. Dabei ist eine genaue Analyse der Funktionalität des menschlichen Körpers die entscheidende Grundlage dafür, biomechanisch sinnvolle Operationsplanungen durchzuführen, ein Verständnis für die physiologischen und pathophysiologischen Verhältnisse am Bewegungsapparat zu entwickeln oder auch geeignete Therapien für Physiotherapie und Rehabilitation entwerfen zu können.

Gegenstand dieser Arbeit sind Überlegungen zur Biomechanik des Hüftgelenks.

Die beiden Hüftgelenke zusammen müssen bei jedem aufrechten Stehen und Gehen das gesamte Körpergewicht (abzüglich des Gewichts der beiden Beine) tragen und sind dafür mit einem komplexen Band- und Muskelapparat ausgestattet. Krankheiten, die sich am Hüftgelenk abspielen, können deshalb zu starken Einschränkungen hinsichtlich sozialer, beruflicher und freizeitassoziierter Aktivitäten führen.

Eine große Anzahl epidemiologisch bedeutsamer pathologischer Prozesse an diesem Gelenk findet sich in der täglichen Praxis bei Patienten jeden Alters: Hüftgelenkdysplasien, Morbus Perthes, Epiphysiolysis capitis femoris, Formabweichungen wie Coxa vara et valga, Koxitiden, Koxarthrosen und Schenkelhalsfrakturen bilden nur eine unvollständige Aufzählung.

Das Modell nach Friedrich Pauwels ist *die* klassische Hypothese, die Biomechanik und Funktionalität des Hüftgelenks beschreibt. In der vorliegenden Arbeit soll dieses Modell mit einem anderen verglichen werden, in welchem gerade die mechanischen Verhältnisse am Trochanter major genauer analysiert wurden.

Dafür wurde eine Analysemethode entwickelt, mittels der der Verlauf der trabekulären Innenstrukturen des proximalen Femurs untersucht werden kann;

diese wurde mit dem Akronym RATA (= Radiologisch Approximative Trabekelanalyse) bezeichnet.

Die Ergebnisse dieser histomorphologischen Betrachtungen erlauben Rückschlüsse auf jene Kräfte, denen das proximale Femur ausgesetzt ist und geben damit Hinweise darauf, welches der beiden betrachteten Modelle die tatsächlichen Kraftverhältnisse am genauesten beschreibt.

Zu Beginn dieser Arbeit wird im Rahmen eines kurzen Überblicks die Anatomie und die knöcherne Innenstruktur von Becken und proximalem Femur rekapituliert (vgl. Kapitel II.1).

Danach erfolgt eine Zusammenstellung der wichtigsten Theorien zur Adaptationsfähigkeit (Remodeling) von Knochengewebe (vgl. Kapitel II.2). Dies ist die eigentliche theoretische Grundlage der Interpretation der in dieser Arbeit gewonnenen Einsichten in die Trabekelstruktur des proximalen Femurs: denn wenn in dieser Arbeit mittels einer Untersuchung der Architektur der Trabekel eine Aussage über Kräfte gemacht werden soll, die am proximalen Femur wirksam sind, dann ist es von entscheidender Bedeutung darzulegen, dass sich Knochen tatsächlich verändern und den verschiedenen Belastungen anpassen kann.

Im Methodenteil wird das verwendete Analyseverfahren detailliert beschrieben (vgl. Kapitel III).

Im Anschluss findet sich eine Präsentation der Ergebnisse (vgl. Kapitel IV). Hierbei wurde der Großteil der Analysen im Anhang zusammengestellt, um die Übersicht dieser Arbeit nicht zu gefährden.

In einer abschließenden Diskussion (vgl. Kapitel V) wird zunächst die verwendete Methodik kritisch überdacht und mit anderen in der Literatur beschriebenen Verfahren verglichen, bevor die Ergebnisse im Hinblick auf ihre biomechanische Bedeutung interpretiert werden.

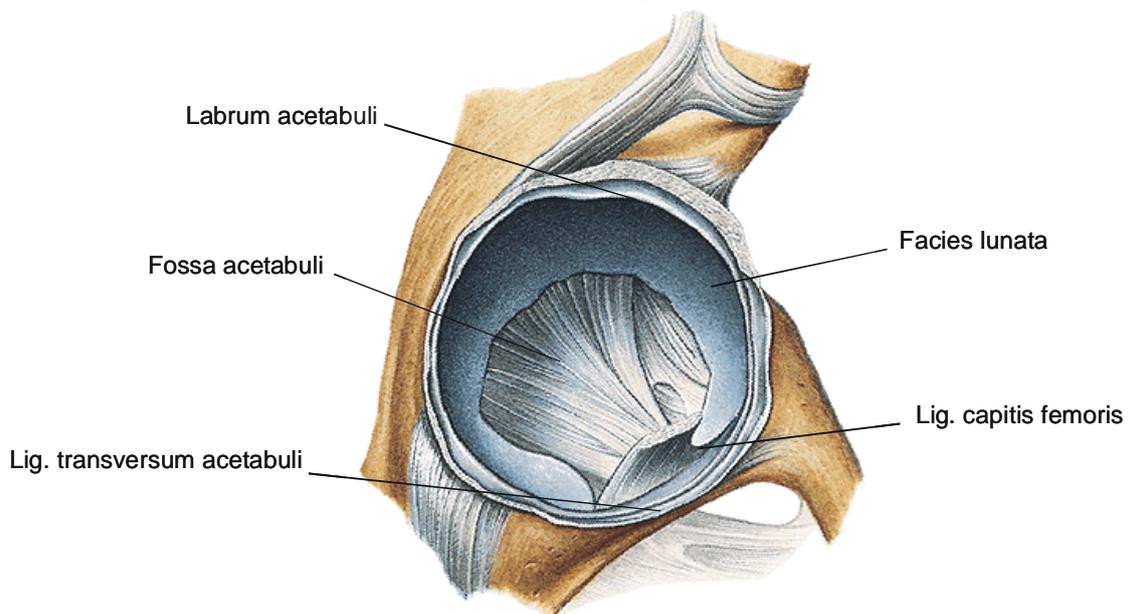
## **II Theoretische Grundlagen**

### **1. Anatomische Vorbemerkungen**

#### **1.1. Das Hüftgelenk**

Es soll und kann an dieser Stelle keine komplette Abhandlung der Anatomie der unteren Extremität erfolgen; es werden vielmehr jene morphologischen Grundlagen rekapituliert, welche für das Verständnis der für die vorliegende Arbeit relevanten Innenstruktur des proximalen Femurs und deren funktionell-biomechanischer Interpretation von Bedeutung sind.

Als *Articulatio coxae* bezeichnet man die gelenkige Verbindung zwischen Becken (genauer dem *Acetabulum* = Hüftgelenkspfanne) und dem Femur (genauer dem Hüftkopf). Das *Acetabulum* entsteht im Verschmelzungsbereich der drei im dritten bis siebten Fetalmonat auftretenden Knochenkerne des Beckens (je einer für *Os ilium*, *Os pubis* und *Os ischium*), wobei die Verknöcherung der sich dabei bildenden Y-förmigen Knorpelfuge erst mit dem 13. bis 18. Lebensjahr abgeschlossen ist [59]. Dies ist auch der Grund, weshalb der Knochen im kaudalen Bereich des *Acetabulums* (also an der Position der *Incisura acetabuli*) schwächer ausgebildet ist, wodurch bei Belastung marginale Verformungen des *Acetabulums* möglich sind [59]. Am Rand jener Fläche des *Acetabulums*, an der der Hüftkopf in gelenkigen Kontakt mit dem Becken tritt (*Facies lunata*), findet sich das faserknorpelige *Labrum acetabuli*; die *Incisura acetabuli* selbst ist vom faserknorpelig bedeckten *Ligamentum transversum acetabuli* überzogen [65]. Unter diesem ist das *Ligamentum capitis femoris* mit dem Beckenknochen verwachsen [59] (vgl. Abb. II-1).



**Abb. II-1:** Blick auf die Hüftpfanne von lateral nach Durchtrennung der Gelenkkapsel und Exartikulation des Femurkopfes (aus [88]).

Das Acetabulum selbst steht in einer Anteversion von etwa  $40^\circ$  bezüglich der Frontalebene [59].

Der mit dem Acetabulum artikulierende Abschnitt des Femurs, der Hüftkopf (Caput femoris), setzt sich nach distal in den Schenkelhals (Collum femoris) und den Schaft (Corpus femoris) fort. Da die Epiphysenfuge zwischen Caput und Collum positioniert ist, kann der Schenkelhals selbst als Abschnitt der Diaphyse aufgefasst werden [98]. Die Epiphysenfuge im Hüftkopfbereich ist aber nicht die einzige knorpelige Fuge am proximalen Femur: daneben existieren auch zwei Apophysenfugen, mittels derer die Knochenkerne des Trochanter major und Trochanter minor am Femur knöchern verschmelzen. Diese Verknöcherung erfolgt bei der Epiphysenfuge im 17. bis 18. Lebensjahr und bei den Apophysenfugen des Trochanter major und des Trochanter minor im 16. bis 20. Lebensjahr [23].

Zwischen Schenkelhals und Femurschaft bildet sich der sogenannte Centrum-Collum-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel) aus, i.e. der Winkel zwischen der longitudinalen Achse des Collums und derjenigen des Femurschaftes. Dieser beträgt beim Erwachsenen etwa  $127^\circ$ , wobei es diesbezüglich bei den unterschiedlichen Autoren marginal nach oben bzw. unten abweichende Angaben

gibt. Bei über die Norm vergrößertem CCD-Winkel spricht man von Coxa valga, bei unter die Norm verkleinertem von Coxa vara.

Der Anteversionswinkel des Femurs, also derjenige Winkel, um den die Achse des Schenkelhalses in ventraler Richtung von der Frontalebene abweicht, beträgt beim Neugeborenen etwa  $30^\circ$  bis  $35^\circ$ , vermindert sich dann (evtl. durch eine Veränderung der Drehmomente der Innen- und Aussenrotatoren des Hüftgelenkes) bis zum Erwachsenenalter auf etwa  $10^\circ$  bis  $15^\circ$ , kann aber auch unterhalb dieses Normwertes liegen [59]. Dieser durch Torsion des Femurschaftes entstandene Winkel darf jedoch nicht mit dem Torsionswinkel des Schenkelhalses verwechselt werden, der durch eine Drehung des Collums von distal (Trochanter major) nach medial (Caput femoris) verursacht wird, die etwa  $42^\circ$  in ventraler Richtung misst [27].

Funktionell bedeutsam ist, dass Femurkopf und Hüftpfanne eine gewisse Inkongruenz in Bezug auf ihre Kontaktflächen aufweisen [35] [59] [59, 72]. Es steht in Ruhestellung also nur ein kleiner Teil des Femurkopfes mit der Gelenkpfanne in direktem Kontakt. Bei zunehmender Belastung jedoch nimmt diese Kontaktfläche zu, der Femurkopf dringt also weiter in die Fossa acetabuli ein [2] [35]. Diese intermittierende Veränderung der Gelenkspaltweite schützt den Gelenkknorpel vor unnötigem Belastungsdruck und führt dazu, dass immer wieder Synovia in den Gelenkspalt eindringen kann, ist also ein wichtiger Mechanismus zur Ernährung des Knorpels und zur „Schmierung“ des Gelenks [2] [35] [59].

Der sehr kräftige Kapsel-Band-Apparat des Hüftgelenks trägt wesentlich zu dessen Stabilität bei und wird vor allem in Extensionsstellung stark angespannt [59]; lediglich das Ligamentum capitis femoris, das den Ramus acetabularis der Arteria obturatoria enthält, ist an einem mechanischen Widerstand nicht beteiligt, sondern vor allem an der Blutversorgung des Hüftkopfes [59] – während der intrauterinen Entwicklung allerdings scheint dieses Ligament auch mechanische Bedeutung zu haben [11].

Die Kapsel des Hüftgelenks wird durch einige starke Bänder stabilisiert; manche Autoren gehen sogar so weit, die Kapsel selbst als strukturelle „Komposition“ einzelner unterscheidbarer Ligamenta aufzufassen [45]. Das Ligamentum iliofemorale gilt gar als die stärkste Bandstruktur des menschlichen Körpers [23] [65].

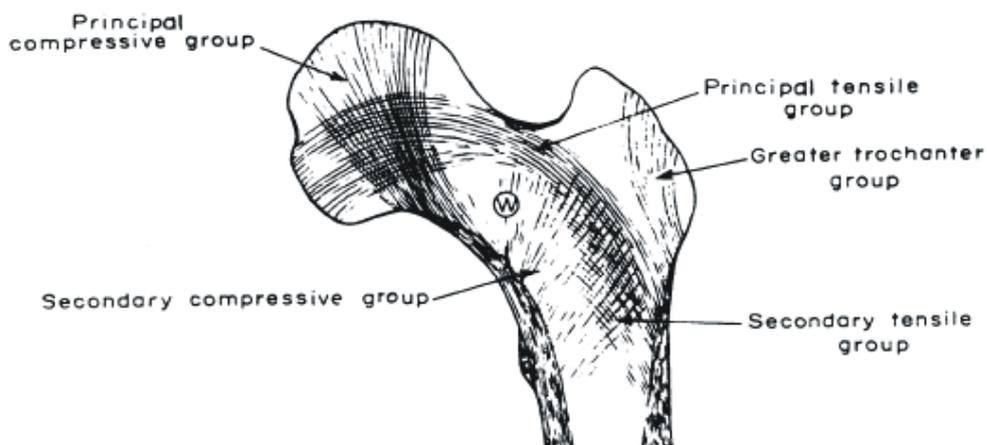
An der Bewegung des Hüftgelenks ist ein umfangreicher Muskelapparat beteiligt, kein anderes Gelenk des Menschen ist stärker mit Muskeln ausgestattet [59]. Hier sollen nur die für den weiteren Verlauf der Arbeit wichtigen Muskeln genannt werden: die Mm. gluteus maximus und tensor faciae latae strahlen beide in den Tractus iliotibialis ein und haben besondere Bedeutung für die Stabilisation des Hüftgelenks in der Standbeinphase, die Mm. gluteus medius und minimus inserieren beide am Trochanter major und sind wichtige Abduktoren, der M. vastus lateralis, ein Teil des M. quadriceps femoris, entspringt ganz von den distalen Dritteln sowohl des lateralen Trapezoids als auch des ventralen Dreiecks des Trochanter major und ist mit dem M. vastus intermedius über Muskelfaszien funktionell eng verbunden [40].

Der bereits angesprochene Tractus iliotibialis ist eine Sehnenplatte, die von der Crista iliaca des Os ilium ihren Ursprung nimmt und am Tuberculum infracondylare der Tibia, dem Fibulakopf, dem Septum intermusculare laterale und zum Teil auch in das Retinaculum longitudinale der Patella einstrahlt [7]. Am Tractus iliotibialis können drei Schichten unterschieden werden: eine superfizielle (gebildet aus den Aponeurosen der Mm. vastus lateralis und biceps femoris), eine tiefe (mit Fixierung an der Linea aspera des Femurs über das Septum intermusculare laterale) und eine zum Kapselapparat des Kniegelenks gehörige Schicht [114]. Der Tractus iliotibialis besitzt keine Knochenfixation am Trochanter major, benutzt diesen also lediglich als Umlenkpunkt [7]. Der Tractus ist wesentlich an der sogenannten „Zuggurtungsfunktion“ beteiligt, d.h. seine Anspannung schafft ein Gegengewicht zu den Biegekräften, die durch die Belastung durch das Körpergewicht im Femur wirken (vgl. Kapitel II.4.1). Durch Zunahme seiner Spannkraft während der Abduktion und Abnahme derselben bei der Adduktion wird darüber hinaus der Hüftkopf im Acetabulum zentralisiert [7].

## 1.2. Die Trabekelstruktur des proximalen Femurs

Die Spongiosaarchitektur des proximalen Femurs wird zwar an einigen Stellen der Literatur erörtert und funktionell gedeutet, meist handelt es sich aber eher um Beschreibungen der groben Morphologie als um exakte Messungen [68]. Die einzelnen Autoren fassen die Trabekel in unterschiedlich vielen Systemen zusammen und weisen diesen auch unterschiedlich großen Beitrag an der Gewährleistung der Knochenstabilität zu.

Singh et al. [101] und Osborne et al. [77] unterscheiden fünf Trabekelbündel (vgl. Abb. II-2), deren Bezeichnungen jeweils Rückschlüsse auf die biomechanischen Vorstellungen der Autoren zulassen: die „principal compressive group“ vom oberen Anteil des Femurkopfes bis zur medialen Kortikalis des Femurschaftes, die „secondary compressive group“ von der medialen Kortikalis des Schaftes in Richtung Trochanter major verlaufend, die „greater trochanter group“ von der Kortikalis des lateralen Schaftes unterhalb des Trochanter major in Richtung kranio-lateraler Trochanteroberfläche orientiert, die „principal tensile group“ vom infero-medialen Bereich des Femurkopfes bis zur lateralen Kortikalis des Schaftes unterhalb des Trochanter major und die „secondary tensile group“ unterhalb der „principal tensile group“ von der lateralen Kortikalis des Femurschaftes entspringend, wie diese bogenförmig nach kranio-medial verlaufend, aber sich bereits unterhalb des Trochanter major wieder verlierend.



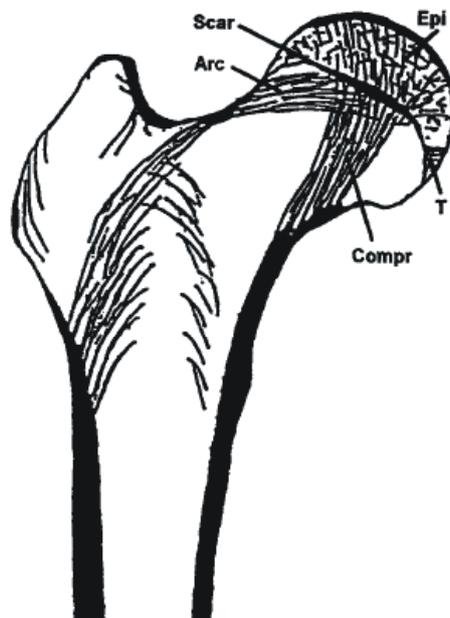
**Abb. II-2:** Schematische Darstellung der trabekulären Strukturen des proximalen Femurs nach Singh et al.; mit „W“ ist das sogenannte Ward'sche Dreieck bezeichnet (aus [101]).

Das nur spärlich von Knochen trabekeln durchsetzte sogenannte „Ward'sche Dreieck“ sehen Singh et al. zwischen „principal compressive group“, „principal tensile group“ und „secondary compressive group“ lokalisiert. Bei osteoporotisch verändertem Knochen degenerierten zunächst die Bälkchen der „secondary compressive group“ und bald darauf jene der „tensile groups“ [101].

Martens et al. [71] unterscheiden nur zwischen drei Trabekelsystemen, die den beiden Singh'schen „compressive groups“ und der „principal tensile group“ gleichzusetzen sind.

Kerr et al. [55] stellen beziehend auf die Nomenklatur von Singh fest, dass die Trabekelsysteme des proximalen Femurs jeweils etwa im rechten Winkel aufeinander trafen.

Elke et al. [26] differenzieren in ihrer Betrachtung der internen Architektur des proximalen Femurs zwischen epiphysären und metaphysären trabekulären Systemen. Es wird zwischen zwei Haupttrabekelsystemen unterschieden, die der bei Singh (sh. oben) als „principal compressive group“ und „principal tensile group“ bezeichneten entsprechen und die, so Elke et al., unmittelbar distal der Epiphysenfuge eine Kontaktzone besäßen (vgl. Abb. II-3).



**Abb. II-3:** Schemazeichnung der trabekulären Innenstruktur des proximalen Femurs nach Elke et al.; mit „Scar“ ist die Epiphysenfuge, mit „Arc“ das bogenförmige Trabekelbündel, mit „Epi“ die Epiphyse und mit „Compr“ die sogenannte „principal compressive group“ bezeichnet; Einzelheiten im Text (aus [26]).

Die Epiphysenfuge wird als Grenze zwischen zwei verschiedenartigen Strukturen der Trabekelsysteme betrachtet: in der Ansicht von Elke et al. entwickelten sich das eher locker verteilte epiphysäre und das streng longitudinal orientierte metaphysäre System unabhängig voneinander, bevor Meta- und Epiphyse an der Epiphysenfuge zusammenwachsen. Ob Metaphyse und Epiphyse im Erwachsenenalter eine funktionelle Einheit bilden oder nur strukturell verwandt sind und eigentlich einzeln adaptierte Systeme darstellen, wird als unbeantwortete Frage betrachtet.

Cody et al. [18] und Birnbaum et al. [8] sehen die Funktion der „primary compressive group“ darin, die auf den Hüftkopf wirkende Druckkraft bei Belastung in Richtung Schenkelhals zu leiten.

Stiehl et al. [105] stellten mittels quantitativer CT eine Analyse der dreidimensionalen Struktur des Trabekelsystems im proximalen Femur an: gemäß deren Ergebnisse bilden die Trabekel im Epiphysenbereich eine pilzähnliche Struktur, wobei die einzelnen Knochenbälkchen jeweils rechtwinklig am Femurkopf in die Kortikalis einstrahlen. Die von der Epiphysenfuge nach distal verlaufende Trabekelstruktur, von Stiehl et al. als „compressive strut“ (= Druckstrebe) bezeichnet, sei rechtwinklig zur Epiphysenfuge ausgerichtet, wodurch bei normaler Belastung keine Scherkräfte auf die Epiphyse wirkten. Stiehl et al. bezweifeln, dass die von Singh et al. als „principal tensile group“ bezeichnete Trabekelstruktur erhebliche mechanische Bedeutung habe, vor allem da sie bei osteoporotisch verändertem Knochen ziemlich früh degeneriere.

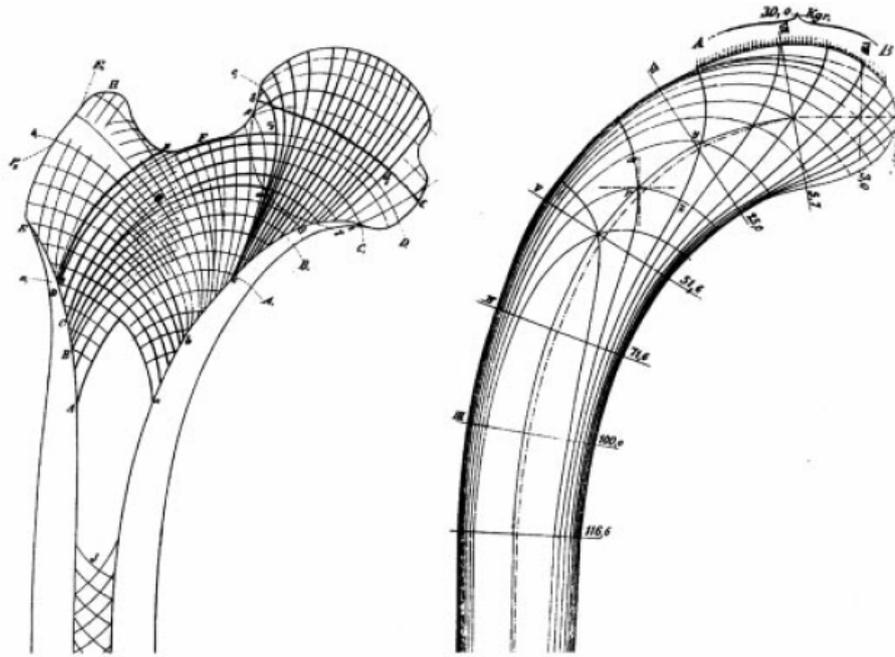
## **2. Theorien zur Adaptationsfähigkeit des Knochengewebes**

In der Analyse der Gesetzmäßigkeiten der Knochenadaptation wurden unterschiedlichste Modelle entwickelt, von denen hier einige dargestellt werden. Es soll hier keinesfalls enzyklopädische Vollständigkeit erreicht werden (dies würde auch den Rahmen der Arbeit sprengen), sondern die Vielzahl an Beschreibungsmöglichkeiten anhand einiger wichtiger Theorien demonstriert werden.

### **2.1. Frühe Überlegungen im 19. Jahrhundert: BOURGERY, MEYER, CULMANN, ROUX, WOLFF**

Die Vorstellung, dass es sich bei Knochen um Gewebe mit einer gewissen Adaptationsfähigkeit handelt, ist nicht neu; Wurzeln diesbezüglicher Ideen finden sich schon in Beobachtungen und Überlegungen des 19. Jahrhunderts, von denen hier zwei erwähnt werden sollen.

Zusammen mit dem Lithographen Nicolas Henri Jacob (1782 – 1871) erstellte der Chirurg und Anatom Jean Marc Bourgery (1797 – 1849) im Jahre 1832 ein Werk mit dem Titel "Traite complet de l'anatomie de l'homme comprenant la medicine operatoire par le Docteur" [9], in dem er ausführt, dass Knochengewebe optimal geeignet erscheint, die Kräfte, denen es ausgesetzt ist, mit einem Minimum an Material aufzunehmen [50]. Etwa dreißig Jahre später fielen dem Anatomen Hermann von Meyer (1801 – 1869) [74] und dem nach Zürich ausgewanderten deutschen Ingenieur Karl Culmann (1821 – 1881) eine verblüffende Ähnlichkeit zwischen der von Meyer als „wohlmotivierte[n] Architektur der Spongiosa“ bezeichneten Innenstruktur des proximalen Femurs [67] und den von Culmann anhand einer neuen Theorie der „Graphischen Statik“ berechneten Normalspannungstrajektorien eines von oben belasteten Kranes auf (vgl. Abb. II-4).



**Abb. II-4:** Links eine Schemazeichnung des proximalen Femurs durch Hermann von Meyer; rechts die Normalspannungstrajektorien in einem von oben belasteten Kran (aus [48]).

Es schien offensichtlich, dass sich die Knochentrabekel der Spongiosa entlang der Regionen bzw. Kurven maximaler Belastung ausrichteten [48].

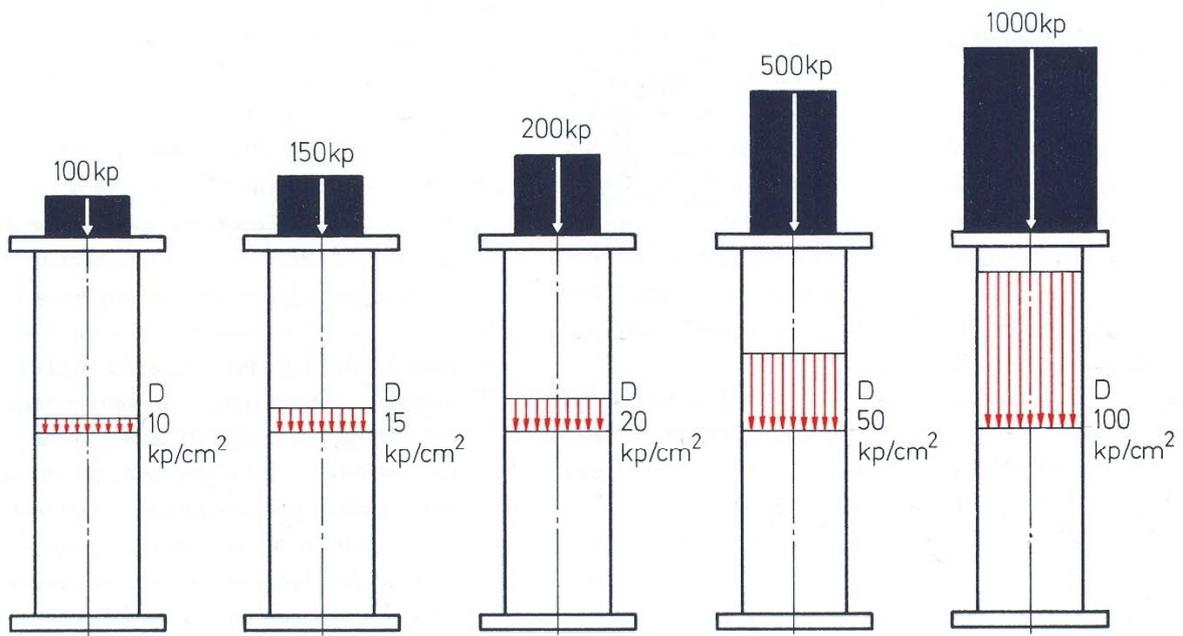
Im Umfeld solcher Betrachtungen formulierte Wilhelm Roux (1850 – 1924) im Jahre 1881 seine Theorie der „funktionellen Adaptation des Knochens“, auch als „direkte funktionelle Eigen-Formgebung“ bezeichnet [91]. Seiner Ansicht nach entsteht die Struktur eines Knochens als Folge von Selbstoptimierungsvorgängen: „A functional structure develops as a consequence of the victory of the most qualified elements“ [115]. Nach Roesler beinhalten die Schriften von Roux zwei wichtige Prinzipien: (1) der Körper hat die Fähigkeit, seine Struktur neuen Lebensumständen anzupassen, (2) Knochenzellen sind in der Lage, auf mechanische Belastung zu reagieren [92]. Diese eher allgemeinen Gedanken wurden 1892 durch den deutschen Chirurgen und Anatomen Julius Wolff (1836 – 1902) konkretisiert und haben seitdem als „Wolff’s Gesetz“ Eingang in die Literatur gefunden [117]. Wolff geht davon aus, dass sich Knochengewebe während des gesamten Lebens den mechanischen Bedingungen anpasst und in der Lage ist, Knochenmasse anzubauen bzw. zu resorbieren, um sich dergestalt zu verändern, dass sich ein Gleichgewicht zwischen Struktur und Funktion herausbildet [86].

Dieses generelle Prinzip erweitert Wolff in seinen Überlegungen und bemerkt: „Every change in the form and function of bones, or of their function alone, is followed by certain definite changes in their internal architecture and equally definite secondary alteration in their external conformation, in accordance with mathematical laws” (nach [29]). Wolff postuliert also, dass (damals noch völlig hypothetische) mathematische Gesetze die selbst-regulative Adaptation eines Knochens zutreffend beschreiben könnten, so dass aus Unterschieden in der Morphologie auf unterschiedliche zurückliegende Belastungen geschlossen werden kann [92]. Doch gerade diese mathematische Genauigkeit, mit der Wolff biologische Prozesse zu fassen suchte, findet auch Kritiker [19]. So bemerkt Ruff 2006, dass man sich bei der Analyse der Funktion des menschlichen Skeletts nicht nur allein auf die mechanische Komponente konzentrieren dürfe, da Masse und Morphologie des Knochens lediglich einen Kompromiss verschiedener physiologischer Anforderungen repräsentieren, von denen die mechanische Kompetenz nur eine darstelle [92]. Aufgrund ihrer Beobachtungen, dass die Knochenarchitektur nicht immer optimal sei, „but usually equally to the need“ [109], kritisierten auch Turner et al. die konkrete Ausformulierung des Wolff’schen „Gesetzes“ hinsichtlich der Tatsache, dass verschiedene andere Determinanten, die die Knochenstruktur beeinflussen könnten (wie beispielsweise Gene, Altersabhängigkeiten, etc.), nicht berücksichtigt seien.

Die generelle Bedeutung des Wolff’schen „Gesetzes“ ist aber weiterhin eine akzeptierte Vorstellung in der Biomechanik, auch wenn einige Autoren vorschlagen, dass die Roux’schen Thesen von der funktionellen Anpassung des Knochens der allgemeinen Bedeutung der Wolff’schen Vorstellungen eher entsprächen und daher besser von einem „Roux’schen Gesetz“ gesprochen werden sollte [92].

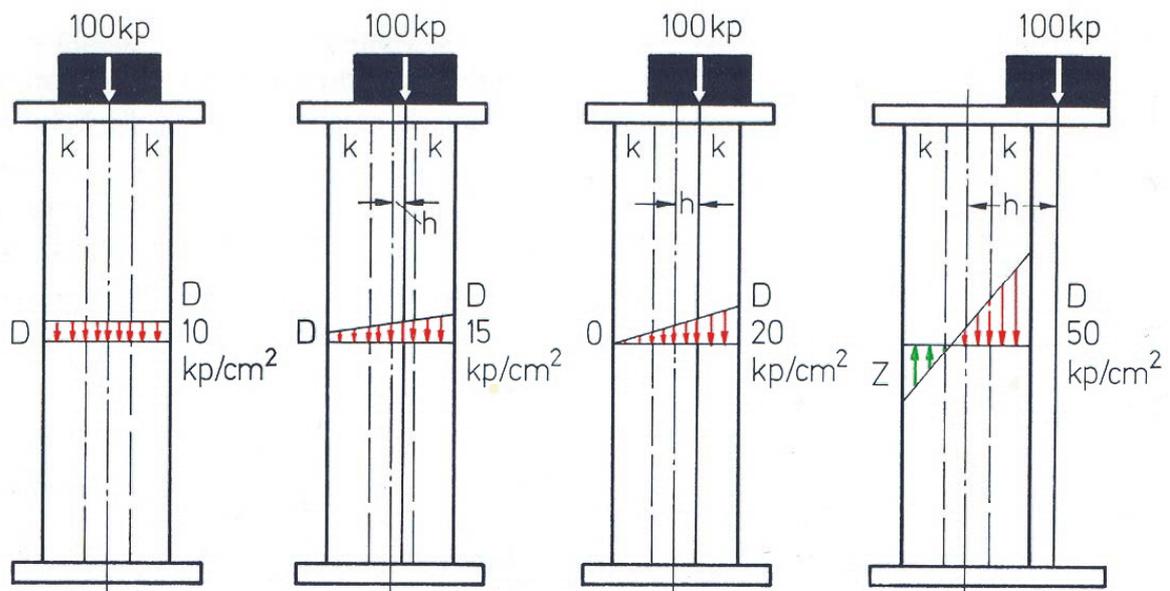
## 2.2. PAUWELS' Hypothese zur funktionellen Anpassung des Knochens

Friedrich Pauwels (1885 – 1980) gründet seine Hypothesen zur funktionellen Anpassung des Knochens auf Aussagen von Vordenkern des 19. Jahrhunderts, wobei vor allem Roux bei Pauwels einige Beachtung findet. Den Grundsatz der Materialersparnis bei maximaler Belastbarkeit sah Pauwels als das grundlegende Prinzip an, nach dem sich Knochen äußeren Kräften anpasst. Schon Roux hatte nämlich erwähnt, so Pauwels, dass diese Materialersparnis mit Energieersparnis des Einzelorganismus' Hand in Hand gehe und damit die Überlebensfähigkeit des Individuums erhöhe. Auch wenn Pauwels diese Überlegungen teilt, kritisiert er doch auch, dass das Eingefügt-Sein des Knochens in die Gesamtkonstruktion des einzelnen Organismus' bisher zu wenig Berücksichtigung gefunden habe [83]. Aus dieser Bezogenheit auf ein ganzes biomechanisches System folgert Pauwels, dass neben dem „Gebot“ der Materialersparnis auch der Beanspruchbarkeit des Knochens stärker wissenschaftliche Aufmerksamkeit gewidmet werden sollte [82]. Anhand einfacher mechanischer Modellvorstellungen versucht er, die äußere Gestalt, die innere Struktur und die nötigen Umbauvorgänge im Knochen zu beschreiben. Grundlegende Vorgänge der Biomechanik erklärt er dabei vorzugsweise mit dem Modell einer Säule, die verschiedene Lasten trägt: dabei sind – so Pauwels – die in der Säule auftretenden Materialspannungen zum einen von der Größe der Last und zum anderen auch von der Position der Last (also ihrer „Exzentrizität“) abhängig. Wirkt die Beanspruchung genau axial (vgl. Abb. II-5), d.h. liegt die Last in der Mitte der Säule, treten in ihr gleichmäßig verteilte Druckspannungen  $D$  auf, wobei diese um so größer sind, je schwerer die Last ist [82].



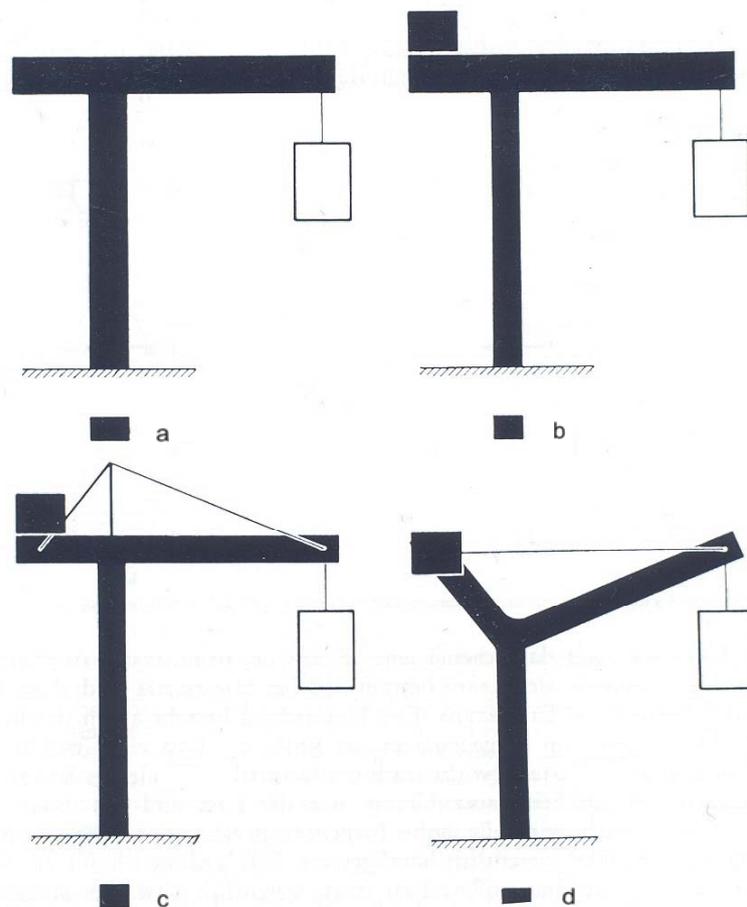
**Abb. II-5:** Pauwels' Säulenmodell zur Darstellung der von der Größe einer Last abhängigen Druckspannungen in einem belasteten Objekt (aus [80]).

Ist das Gewicht aber gegen die Achse der Säule verschoben (vgl. Abb. II-6), wirkt also exzentrisch, dann treten in der Säule nicht nur Druck- sondern auch Zugspannungen auf, die Säule wird also insgesamt biegebeansprucht. Dabei sind diese Spannungen nicht gleichmäßig über den Querschnitt der Säule verteilt, sondern nehmen zum Rand hin zu, und zwar um so stärker, je größer der Hebelarm  $h$  der Last zur Säulenachse ist [83].



**Abb. II-6:** Pauwels' Säulenmodell zur Darstellung von Druck- und Zugspannungen und damit einer resultierenden Biegebeanspruchung in einem exzentrisch (d.h. nicht genau axial) belasteten Objekt. Knochen ist, nach Pauwels, ebenso Druck- und Zugspannungen ausgesetzt und muss diesem strukturell adäquat begegnen (aus [80]).

Um Ideen dahingehend zu entwickeln, auf welche Weise Knochengewebe in seiner Architektur diesen Anforderungen entsprechen kann, bemüht Pauwels eine andere Modellvorstellung. Im Falle eines Kranes kann Biegebeanspruchung durch verschiedene Maßnahmen erniedrigt werden (vgl. Abb. II-7): durch Anbringen eines Gegengewichtes, durch Ausnutzen einer Zuggurtungsvorrichtung oder am effektivsten durch Verwendung eines gekrümmten Balkens samt Zuggurtung, da somit das der Wirkung der Last entgegengerichtete Biegemoment immer größer wird [82].



**Abb. II-7:** Pauwels' Kranmodell zur Entwicklung von Vorstellungen, wie alleine durch Konstruktion des belasteten Objektes Biegebeanspruchungen reduziert werden können: die Biegebeanspruchung eines belasteten Kranes (a) kann durch Verwendung eines Gegengewichtes (b), durch Ausnutzung des Zuggurtungsprinzips (c) oder durch Benutzung eines gekrümmten Balkens samt Zuggurtungsvorrichtung verringert werden (aus [82]).

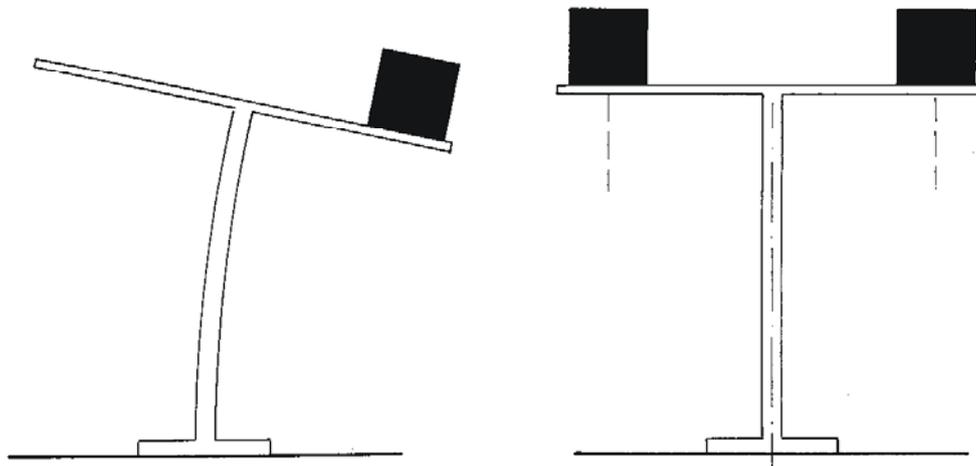
Bei allen oben beschriebenen Modifikationen in der Konstruktion nimmt nicht nur die Belastung, sondern auch der Materialbedarf des Kranes ab. Dabei könne eine Konzentration des Materials an eben den Positionen, an denen die maximalen Kräfte auftreten (nämlich am Rand) samt einer Querverstrebung dieser Konstruktion das erforderliche Material noch weiter minimieren [82].

Übertragen auf den Knochen geht Pauwels zum einen davon aus, dass Kräfte im menschlichen Körper eher selten direkt axial auf die einzelnen Knochen einwirken, diese daher im allgemeinen biegebeansprucht werden [85] und zum anderen davon, dass Materialersparnis ein biologisches Prinzip bei der funktionellen Anpassung des Knochens ist. Deshalb müsse die Adaptation des Knochens

einerseits zu einer Reduktion der Biegebeanspruchung führen (dabei bedeutet durch strukturelle Modifikation reduzierte Beanspruchung auch verminderten Materialbedarf) und zum anderen müsse, ähnlich wie bei dem Beispiel mit dem Kran, das belastete Material an eben den Positionen konzentriert werden, an denen die höchsten Spannungen auftreten.

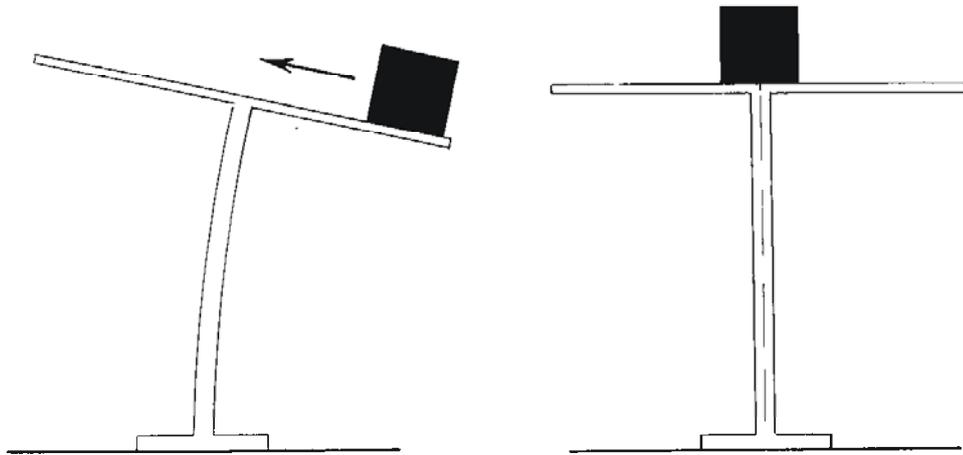
Für die Reduktion der Biegebeanspruchung sieht Pauwels also grundsätzlich vier theoretische Möglichkeiten, für die er auch jeweils Beispiele aus seiner klinischen Erfahrung anführt. So entwickelt er eine „mechanistische Erklärung für den funktionellen Bau und die funktionelle Anpassung der Knochen“ [83]. Diese vier von Pauwels genannten Mechanismen werden im Folgenden kurz zusammengefasst.

(1) Ähnlich einem nur auf einer Seite belasteten T-Balken könne ein Gegengewicht zur Reduktion des Biegemoments eingesetzt werden (vgl. Abb. II-8). Im Körper sieht Pauwels dieses Prinzip durch „Zuggurtung“ mittels Muskeln und Bändern verwirklicht [83]. Pauwels konstatiert, auf einen Knochen müssten mindestens zwei Kräfte wirken, denn sonst würde er nicht *beansprucht*, sondern lediglich *bewegt* [80].



**Abb. II-8:** Pauwels' Modell zur Darstellung einer ersten denkbaren Möglichkeit der Reduktion von Biegebeanspruchung (aus [83]).

(2) Das Gewicht könne aus einer exzentrischen Lage über die Mitte der Säule verschoben werden (vgl. Abb. II-9). Solches, so Pauwels, wäre sehr gut beim „seitlichen Hüfthinken“ zu beobachten: durch die Neigung des Oberkörpers könne damit der Körperschwerpunkt in Richtung Standbein verschoben, somit der am Hüftgelenk wirkende Hebelarm verkürzt und demzufolge die Biegebeanspruchung des Schenkelhalses stark vermindert werden [83].

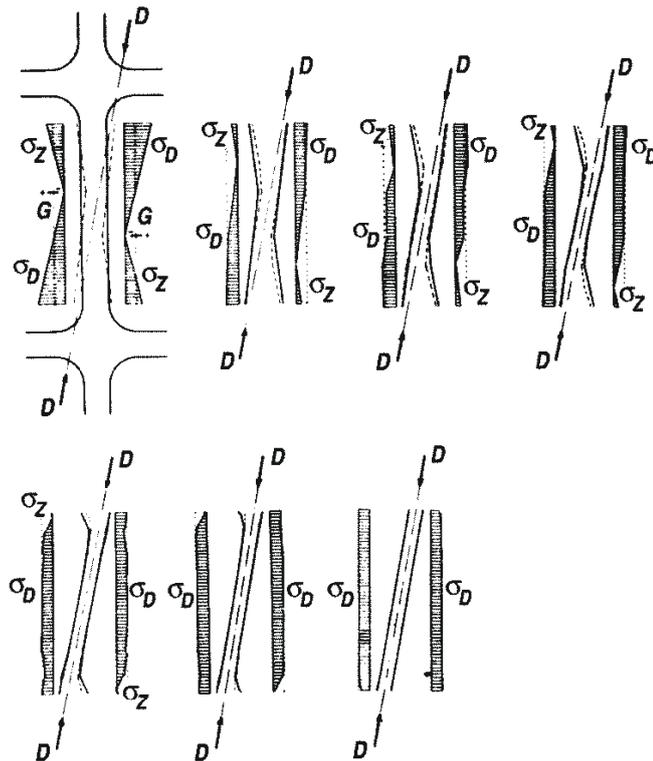


**Abb. II-9:** Pauwels' Modell zur Verdeutlichung einer zweiten denkbaren Möglichkeit zur Reduktion von Biegebeanspruchung (aus [83]).

(3) Eine exzentrisch belastete und damit stark gebogene Säule könne *selbst* dergestalt in Relation zum Gewicht verschoben werden, so dass dieses genau über der Mitte der Säule zu liegen kommt, diese dadurch dann also rein druckbeansprucht wäre (vgl. Abb. II-10). Pauwels sieht in dieser dritten Möglichkeit zur Reduktion einer Biegebeanspruchung das eigentliche Prinzip der Roux'schen Vorstellungen von der funktionellen Anpassung des Knochens durch Breitenwachstum [83]: An- und Abbau von Knochen würden durch die Größe der Spannungen bestimmt, die im Knochen auftreten. Wird ein Knochentrabekel biegebeansprucht, so fänden sich auf der Druckseite höhere Spannungen als auf der Zugseite – hier nämlich wirkten die entstehenden Druck- und Zugspannungen einander entgegen und führten im Ergebnis zu einer Verminderung des Betrags der wirkenden Druck- oder Zugspannung. Folglich würde auf der Druckseite mehr Material angebaut als auf der Zugseite (an dieser könne, wenn eine bestimmte

physiologische Schwelle der Spannung unterschritten wird, auch ein Knochenabbau erfolgen) [83]. In Summe würde sich das Trabekel so verändern, dass seine Achse mit dem Vektor der wirkenden Kraft übereinstimme, die Biegebeanspruchung damit minimiert sei und das Trabekel folglich rein axial druckbeansprucht würde.

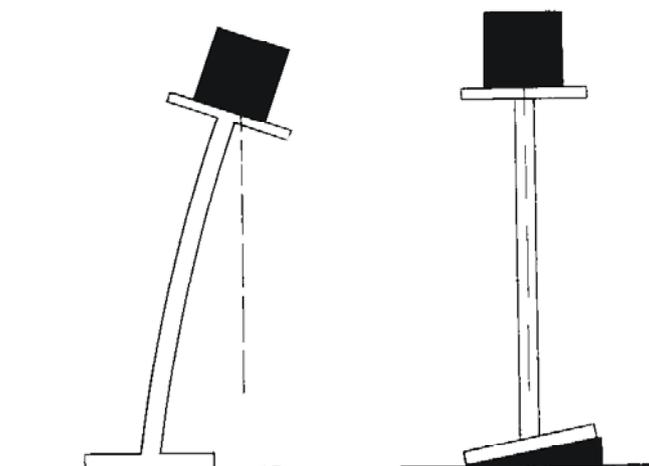
An anderer Stelle [85] entwickelt Pauwels eine Theorie, die diesen Sachverhalt verdeutlicht: am Beispiel der Spongiosadichteverteilung des proximalen Femurs stellt er fest, dass diese proportional der Belastung (ermittelt durch spannungsoptische Versuche) zu sein scheint. Würden die einzelnen Spongiosaelemente einer Biegebeanspruchung unterliegen, müsste die Exzentrizität der biegenden Kraft für jedes einzelne Trabekel gleich groß sein, um die beobachtete Similarität von Beanspruchung und Spongiosadichte deuten zu können. Da dies aber nach Pauwels für ein dynamisches biologisches System wie das Knochengewebe nicht denkbar sei, könne nur folgen, dass alle Elemente der Spongiosa axial (auf Druck oder Zug) beansprucht werden und damit der Verlauf, sprich die Orientierung, Dicke, Dichte und die Zahl der Trabekel an jeder Knochenposition der auf sie wirkenden Spannungsgröße entspricht [85].



**Abb. II-10:** In einem schräg belasteten Knochenstrahl (durch eine Druckkraft  $D$ ) treten Druck- und Zugspannungen auf ( $\sigma_D$  bzw.  $\sigma_Z$ ). Die Adaptation des Knochens führt durch Gewebeabbau auf der Seite höherer Spannungen und -abbau auf der niedrigerer Spannungen zu einem Strahl, das parallel zur Beanspruchung eingestellt ist, dessen Biegemoment also minimal ist (aus [61]).

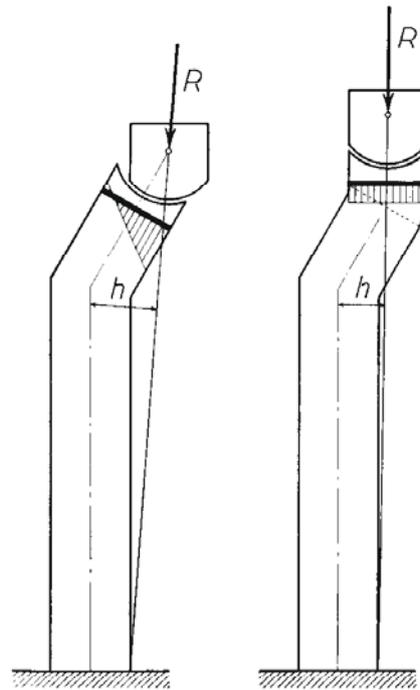
Bei Betrachtung des ganzen Röhrenknochens, so Pauwels, würde dieses Prinzip in der belastungsgesteuerten Veränderung der Wandstärke (also der Dicke der Kortikalis) seinen Niederschlag finden, die zur Verminderung der Biegebeanspruchung genüge; der komplette Knochenkörper ändere also (höchstens minimal) seine Lage [83].

(4) Eine vierte denkbare Möglichkeit zur Reduktion von Biegebeanspruchungen demonstriert Pauwels wieder mit Hilfe des Säulenmodells (vgl. Abb. II-11). Dabei könne das Unterlegen eines geeigneten Keiles unter eine gebogene Säule dazu führen, dass diese lotrecht aufgerichtet, also rein axial druckbeansprucht werde.



**Abb. II-11:** Demonstration der vierten von Pauwels angedachten Möglichkeit zur Reduktion von Biegebeanspruchung anhand eines Säulenmodells: das Unterlegen eines geeigneten Keiles richtet die Säule lotrecht auf und führt damit zu einer rein axialen Druckbelastung (aus [83]).

Pauwels sieht dieses Prinzip in zahlreichen klinischen Beobachtungen bestätigt, die er während seiner operativen Tätigkeit machen konnte. So könne beispielsweise nach einem Knochenbruch und einer Dislokation eines Fragmentes bei einem Kind mit noch entwicklungsfähigem Skelett die frakturbedingt veränderte Architektur dazu führen, dass die Epiphysenfuge einer Biegebeanspruchung ausgesetzt sei. Auch hier folge an der Druckseite ein stärkeres Knochenwachstum als auf der Zugseite; die Epiphysenfuge stelle sich also lotrecht zur einwirkenden Kraft ein (vgl. Abb. II-12). Dabei erfolge gleichzeitig ein Längenwachstum des Knochens [83].

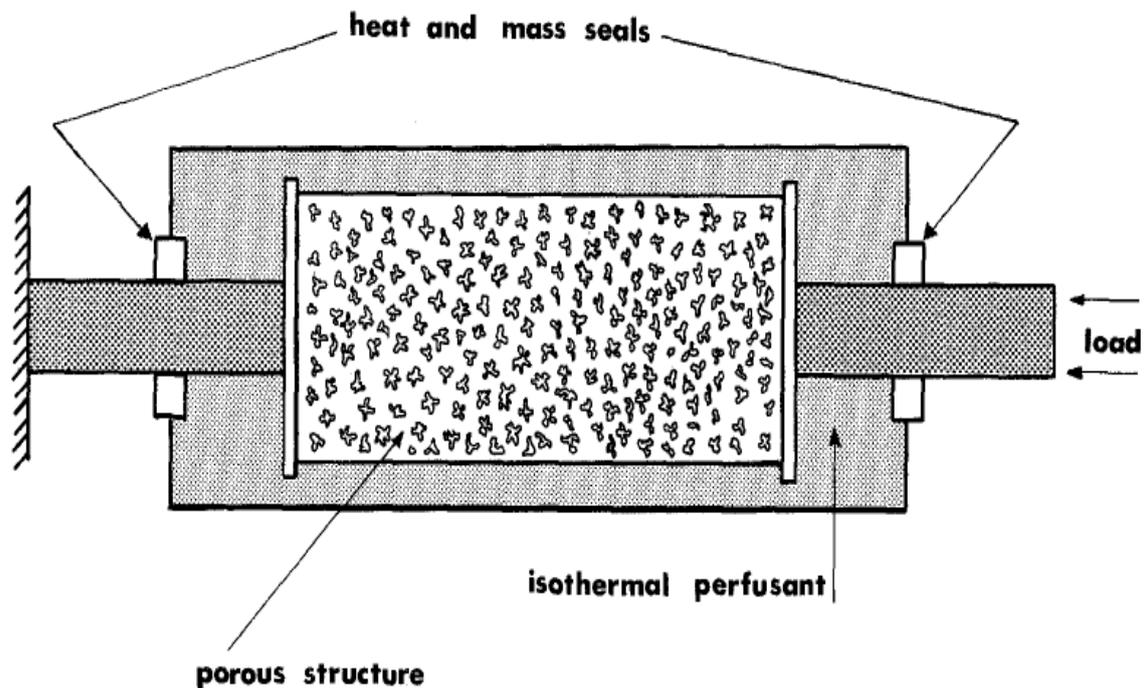


**Abb. II-12:** Nach einer Fraktur kann es vorkommen, dass die Epiphysenfuge nicht mehr lotrecht zur Kraftresultierenden  $R$  eingestellt ist. Die Adaptation des entwicklungsfähigen Knochens bei Kindern führt gemäß Pauwels durch Anbau von Gewebe auf der Seite höherer Spannungen und Abbau auf der niedrigerer Spannungen letztendlich dazu, dass  $R$  wieder orthogonal zur Epiphysenfuge orientiert ist (aus [83]).

Pauwels selbst formuliert ein Fazit seiner Lehre von der Anpassung des Knochens: Funktionsanpassung durch Längenwachstum erfolge bei Biegebeanspruchung des *Epiphysenknorpels*, Funktionsanpassung durch Breitenwachstum (letztendlich also Querschnittsvergrößerung und damit Verteilung der Kraft auf eine größere Fläche [80]) dagegen bei Biegebeanspruchung des *Knochens bzw. seiner trabekulären Strukturen* [83], wobei der An- und Abbau des Knochengewebes proportional zur aufgrund einer Belastung (Druck, Zug oder Schub) die Norm übersteigenden Spannungsgröße ist [80].

### 2.3. Thermodynamisches Modell nach COWIN und HEGEDUS

Stephen C. Cowin und D. H. Hegedus entwickelten ein bemerkenswertes thermodynamisches Modell zur Knochenadaptation (= Remodeling), die „theory of adaptive elasticity“ [20]. Knochen wird hierbei als ein sich der Belastung anpassendes Material aufgefasst. Diese Anpassung folge aber vor allem thermodynamischen Gesetzmäßigkeiten. Es werden sieben Grundannahmen formuliert, die als Grundlage für die Konzeption eines mathematischen Modells dienen: (1) Knochen bestehe aus drei Basiskomponenten, nämlich den Knochenzellen, der extrazellulären Flüssigkeit und fester extrazellulärer Matrix (Knochenmatrix), (2) die mechanischen Eigenschaften des gesamten Knochens entsprächen denen der Knochenmatrix, (3) die Porosität der Knochenmatrix sei bestimmt durch die Einwirkung von Verformungen, (4) die Porosität verändere sich aufgrund von Addition und Subtraktion von Knochenmatrix durch chemische Reaktionen; diese würden durch Knochenzellen vermittelt, (5) das Ausmaß des Remodelings sei abhängig vom Grad der Verformung, laufe dabei jedoch sehr langsam ab (bezugnehmend auf [32]), (6) die extrazelluläre Flüssigkeit stünde immer in Kontakt mit dem Blutplasma, wodurch das Material für das Remodeling bereitgestellt würde, (7) die bei den chemischen Reaktionen im Zusammenhang mit dem Remodeling entstehende Wärme könne durch den verhältnismäßig raschen Blutfluß durch den Knochen abtransportiert werden [20]. Dieses Modell wird in einem Schema zusammengefasst (vgl. Abb. II-13).

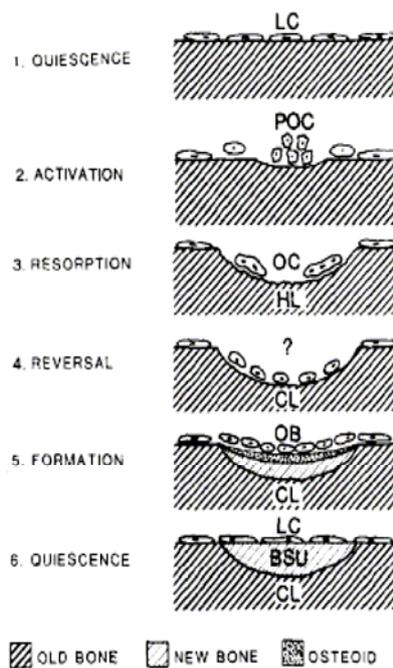


**Abb. II-13:** Schema der thermodynamischen Knochen-Remodeling-Theorie nach Cowin und Hegedus (aus [20]).

Diese Vorstellungen integrieren Cowin und Hegedus in ein mathematisches Modell der physiologischen Vorgänge im Rahmen des Remodelings. Knochen wird dabei also durch ein chemisch reagibles poröses Medium simuliert, in dem die Intensitäten der chemischen Reaktionen durch das Ausmaß an Verformung bestimmt werden und das Material für den Aufbau des Knochens aus der perfundierenden Flüssigkeit stammt [20]. Dieses für grobe Deformierungen formulierte Modell wird auf kleine Verformungen erweitert [37] und durch einen Stabilitätsnachweis des Modells für physiologisch korrekt befunden [21], d.h. dadurch, dass das mathematische Modell zu *stabilen* Lösungen kommt, wird geschlossen, dass eben dieses Modell die physiologischen Vorgänge tatsächlich abzubilden vermöge.

## 2.4. Remodeling-Phasen nach PARFITT

Bezüglich konkreter zellulärer Vorgänge wurden weder in den Pauwels'schen Überlegungen noch im thermodynamischen Modell nach Cowin und Hegedus Vorstellungen entwickelt. A. Michael Parfitt lenkt hingegen sein Interesse eher auf die zelluläre Ebene und unterscheidet fünf Stadien des Remodelings (vgl. Abb. II-14): eine Phase, in der die am Remodeling beteiligten Zellen keine Aktivität zeigen (quiescence), die Aktivierung dieser Zellen (activation), den Vorgang des Abbaus von Knochengewebe (resorption), eine Phase, während der der Gewebsabbau beendet, aber noch kein Knochenaufbau begonnen wurde (reversal) und den Aufbau neuen Knochengewebes (formation) und den Aufbau neuen Knochengewebes (formation). 80% der intrakortikalen und 95% der trabekulären Knochenoberflächen würden dabei im „Ruhestadium“ des Remodelings vorliegen.

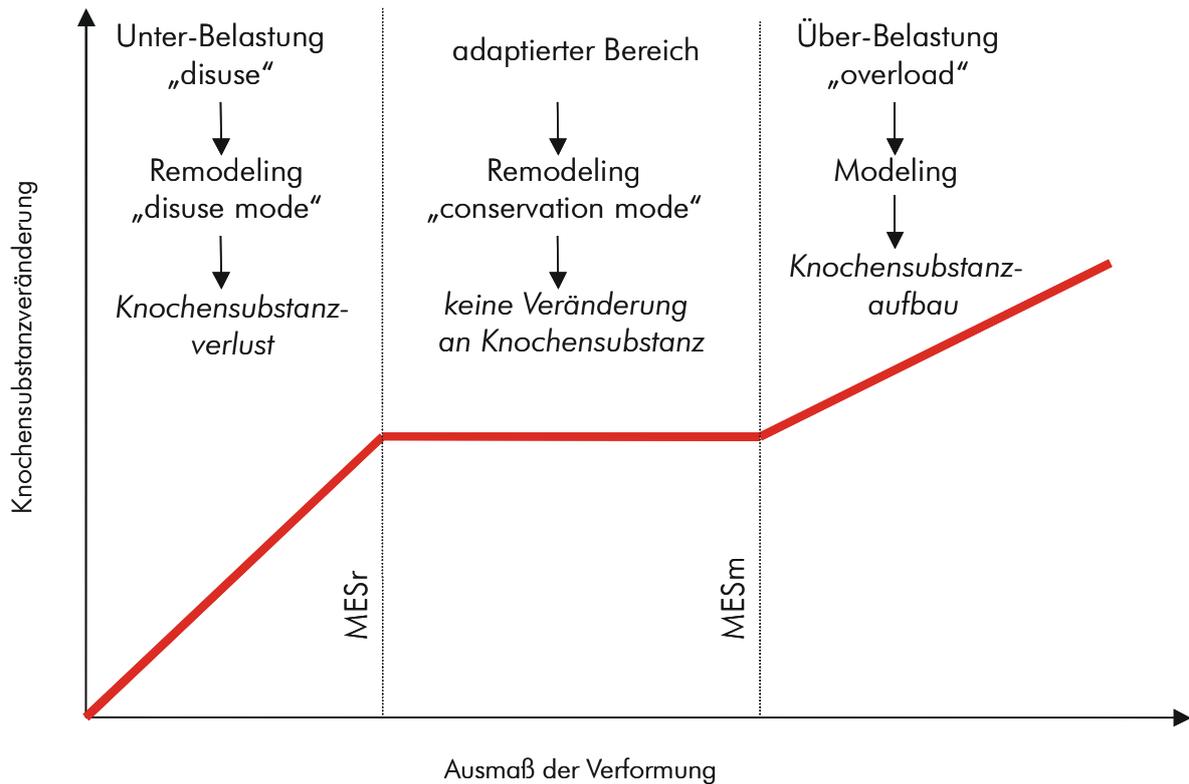


**Abb. II-14:** Remodelingsequenz des Knochens nach Parfitt: LC = lining cell, POC = mononuclear preosteoblast, OC = multicellular osteoclast, HL = Howship's lacuna, CL = cement line, OB = osteoblast, BSU = bone structural unit (aus [79]).

Diese Vorstellung des allgemeinen Mechanismus' der zellulären Vorgänge beim Knochen-Remodeling ist im Groben auch heute noch akzeptiert [86]. Parfitt unterschied des Weiteren auch zwei Arten des Knochensubstanzverlustes: einen schnellen (durch exzessive Knochenresorption durch Osteoklasten) und einen langsamen (durch unvollständiges Auffüllen der durch die Osteoklastenaktivität entstandenen Defekte durch Osteoblasten) [78].

## 2.5. Mechanostat-Hypothese nach FROST

In seiner Mechanostat-Hypothese (formuliert im Zusammenhang mit dem Frost'schen „Utah paradigm of skeletal physiology“ [31]) beschreibt Harold M. Frost ein Modell, welches erklärt, unter welchen *Umständen* Knochenaufbau und unter welchen –abbau erfolge (vgl. Abb. II-15). Knochenbildung und –abbau sieht Frost dabei assoziiert mit zwei grundlegend verschiedenen Vorgängen des Knochen**umbaus**: dem Modeling und Remodeling [29]. Modeling sei der Vorgang des Knochenaufbaus als Reaktion auf „overload“, also Überbelastung des Knochens, Remodeling beschreibe den Verlust an Knochenmasse in der Folge von „disuse“, also Nicht- oder Unter-Belastung von Knochen [31].



**Abb. II-15:** Vereinfachtes Modell der Frost'schen Knochenadaptationshypothese;  $MESr$  = minimum effective strain for depression of remodeling „disuse mode“ = Ausmaß der Verformung des Knochens, unterhalb der Knochenabbau erfolgt;  $MESm$  = minimum effective strain for modeling = Maß an Knochenverformung, ab dem Knochenaufbau stattfindet (nach [31]).

Frost geht davon aus, dass gesunder Knochen genau so viel Festigkeit bietet, um den ausgesetzten Beanspruchungen entsprechen zu können. Dabei sei die Verformung des Knochens (= strain = Längenänderung zur Ursprungslänge =  $\delta L/L$  [103]) der entscheidende Parameter, der sowohl die Art als auch das Ausmaß der Knochenstoffveränderung bestimme; bleibe diese Verformung unterhalb eines bestimmten Levels (remodeling threshold range =  $MESr$  = minimum effective strain for depression of remodeling „disuse mode“), erfolge ein Knochenabbau im Rahmen eines „disuse-mode“ Remodelings, übersteige die Verformung einen bestimmten Wert (modeling threshold range =  $MESm$  = minimum effective strain for modeling), erfolge Knochenaufbau, womit die Festigkeit des Knochens erhöht und spätere Verformungen minimiert würden [31]. Eigentliches Ziel der Anpassungsvorgänge am Knochen sei es, eine Knochenstruktur zu schaffen, die es erlaube, dass Belastungen nur zu solchen Verformungen führten, die oberhalb von  $MESr$  und unterhalb von  $MESm$ , also im adaptierten Bereich lägen [29].

Das Remodeling findet nach Frost in sogenannten Basic Multicellular Units (BMUs) statt, wobei er annimmt, dass ständig etwa  $10^6$  solcher Remodeling-Einheiten im menschlichen Körper aktiv sind [30]. Gemäß den Erkenntnissen von W.S.S. Jee [53] geht er davon aus, dass auf *periostalen* Oberflächen dabei immer etwas mehr Knochen gebildet als resorbiert würde, während auf *trabekulären* und *kortikal-endostalen* Knochenoberflächen mehr Gewebe abgebaut als abgelagert würde, während sich im Bereich der Havers-Systeme Resorption und Knochenaufbau die Waage hielten [30]. Bei Nichtbelastung würde die Aktivität der BMUs einer bestimmten Knochenposition erhöht, also ein Knochenturnover in die Wege geleitet, während Belastung des Knochens die Aktivität der BMUs vermindere, und damit die Menge an existierendem Knochengewebe erhalten bzw. erhöht werde [30].

Auch wenn in seiner Theorie die mechanische Verformung den eigentlichen Stimulus des Remodelings darstellt, so konstatiert er doch, dass auch andere – nichtmechanische – Einflüsse das Remodeling beeinflussen könnten [30]. Dies scheint eine sehr vernünftige Zusatzbemerkung zu sein, denn wie Turner et al. [109] treffend feststellten, würde andernfalls die Knochenmasse völlig verschwinden, wenn gar keine Belastung auf den Knochen wirkte; und dies sei nach Ergebnissen von Jaworski und Uthoff [52] eben nicht der Fall.

Die Frost'sche Mechanostat-Hypothese bietet in der Essenz eine sehr reduzierte und vereinfachte Theorie der Knochenadaptation und steht ganz in der Tradition der Roux'schen Überlegungen [49].

## **2.6. Knochenadaptations-Simulationen (am Beispiel der Arbeiten von CARTER)**

Um naturwissenschaftliche Hypothesen aufzustellen, gibt es unterschiedliche Möglichkeiten. Klassischerweise werden (experimentelle) Beobachtungen abstrahiert und damit Modelle aufgestellt, die die beobachtete Wirklichkeit erklären können. Es ist aber auch die Umkehrung dieses Vorgangs möglich: man stellt ein Modell auf und überprüft dieses Modell an der Wirklichkeit. Solange es dieser standhält, kann es als die Wirklichkeit richtig abbildend angesehen werden,

andernfalls muss es so lange modifiziert werden, bis es wieder mit der beobachteten Wirklichkeit übereinstimmt.

Bei der Erforschung der Vorgänge und Gesetzmäßigkeiten, die der Knochenadaptation zugrunde liegen, bieten Computer-Simulationen (beispielsweise im Rahmen der Finite-Elemente-Methodik) ein Beispiel für diese zweite Möglichkeit, wissenschaftliche Theorien zu entwickeln: führen solche Simulationen zu Strukturen, die mit den tatsächlichen beobachtbaren Knochenstrukturen übereinstimmen, können die den Simulationen zugrundeliegenden Gesetzmäßigkeiten als solche betrachtet werden, die auch die physiologischen Vorgänge bestimmen.

Exemplarisch für eine solche Herangehensweise soll im Folgenden die als „mechanobiologische Hypothese“ [86] bezeichnete Remodelingtheorie nach Dennis R. Carter beschrieben werden.

Carter bezieht sich in seinen Arbeiten auf Wolff, besonders auf dessen Postulat, mathematische Gesetze könnten die Knochenadaptation beschreiben - letztlich macht er sich auf die Suche nach diesen Gesetzmäßigkeiten [13]. Als einen Zielpunkt seiner Simulationen nimmt er die Orientierung der trabekulären Binnenstruktur der Knochen an, die sich nach den Belastungen ausrichte [33]. Carter geht dabei davon aus, dass bei der Betrachtung struktureller Veränderungen am Knochen zwei verschiedene Komponenten berücksichtigt werden müssten: eine sogenannte mechanobiologische und eine biologische Komponente ( $r_m$  bzw.  $r_b$ ) [112], die beide in unterschiedlicher Weise wirksam seien. Die grundlegende Struktur des Knochens sei genetisch durch Evolutionsdruck und Vererbung festgelegt [13], von dieser Struktur ausgehend passe sich der Knochen den auf ihn einwirkenden mechanischen Stimuli an [63]. Genau genommen vermutet Carter, dass es die Dichte an Verformungsenergie (strain energy density, *SED*) an unterschiedlichen Positionen des belasteten Knochens sei, die wesentlichen Anteil an der Initiation des Remodelings habe [13] [14] [33], d.h. die funktionelle Adaptation des Knochens sei die Konsequenz einer zellulären Antwort auf die Intensität der auf das Gewebe wirkenden Verformungsenergie. Dabei gäbe es eine homöostatische Situation zwischen Belastung und Knochenstruktur, im Rahmen welcher keine Veränderung am Knochen erfolge [14].

Bei Betrachtung lediglich der Parameter ‚Belastung‘ oder ‚Akkumulation von Knochenschäden bei Belastung‘, welche ebenfalls am Knochenadaptationsvorgang beteiligt sein könnten, fiel Carter auf, dass diese Kriterien zu mathematischen Formulierungen führten, die der für die Verformungsenergie-Dichte *SED* ermittelten entsprachen [15], d.h. die *SED* könne in den mathematischen Formulierungen tatsächlich als der eigentliche Stimulus der Knochenadaptation gelten.

Das Ausmaß der *SED* werde durch die multiplen Einzelbelastungen bestimmt, denen ein Knochen innerhalb einer gewissen Zeitspanne ausgesetzt sei; Carter bezeichnet diese Gesamtheit an Belastungen während einer definierten Zeitperiode als „loading history“ [14]. Er wählt zunächst einen Tag als Referenzwert für diese „loading history“, befindet aber später, dass diese Zeitspanne zwar zu lang sei, um die Reaktionen einer Einzelzelle zu untersuchen, aber zu kurz, um die biologische Verzögerungszeit berücksichtigen zu können, die die am Remodeling beteiligten Zellpopulationen benötigen, um ihre Aktivität voll zu entfalten [63] [75]. „Normale“ Aktivität, so Carter, erzeuge keine Veränderungen am Knochen, Immobilisierung einen Netto-Abbau, starke Belastung einen Netto-Aufbau des Knochens. Das Ausmaß der Knochenveränderung folge dabei in einer nichtlinearen Beziehung der Größe der *SED*.

Diese Annahmen werden durch Carter mathematisch formuliert. Für den konstanten täglichen Stimulus  $S^*$  für die Knochenadaptation, bei der weder ein Zugewinn noch ein Verlust an Knochenmasse erfolgt (sog. „maintenance stimulus“), ergäbe sich:

$$S^* \propto \sum n_i \left( \frac{\overline{\sigma}_i}{\overline{\sigma}_{ult}} \right)^m$$

Dabei bezeichne  $n_i$  die Anzahl der Einzelbelastungsereignisse,  $\overline{\sigma}_i$  die effektive Belastung an einer bestimmten betrachteten Knochenposition und  $\overline{\sigma}_{ult}$  diejenige effektive Belastungsgröße, bei der ein „Materialversagen“ aufträte (Akkumulation von Knochenstrukturschäden);  $m$  sei ein Wichtungsfaktor, der bestimme, ob entweder die *Anzahl* der repetitiven Belastungen oder die Größe der Belastung an

sich den wichtigeren Beitrag zum Gesamtstimulus  $S^*$  leiste (der Wert dieses Parameters müsse durch experimentelle Studien ermittelt werden) [14].

Unter der Annahme eines für den Gleichgewichtszustand überall gleich großen Stimulus ergäbe sich dadurch für die ultimative Belastungsgröße  $\overline{\sigma}_{ult}$ , bei der „Materialversagen“ aufträte:

$$\overline{\sigma}_{ult} \propto \left[ \sum n_i \overline{\sigma}_i^m \right]^{\frac{1}{m}}$$

Aufgrund von Ergebnissen vorangegangener Arbeiten nimmt Carter an, dass diese ultimative Belastungsgröße  $\overline{\sigma}_{ult}$  dem Quadrat der Knochendichte  $\rho$  proportional ist, womit sich für die Knochendichte ergäbe:

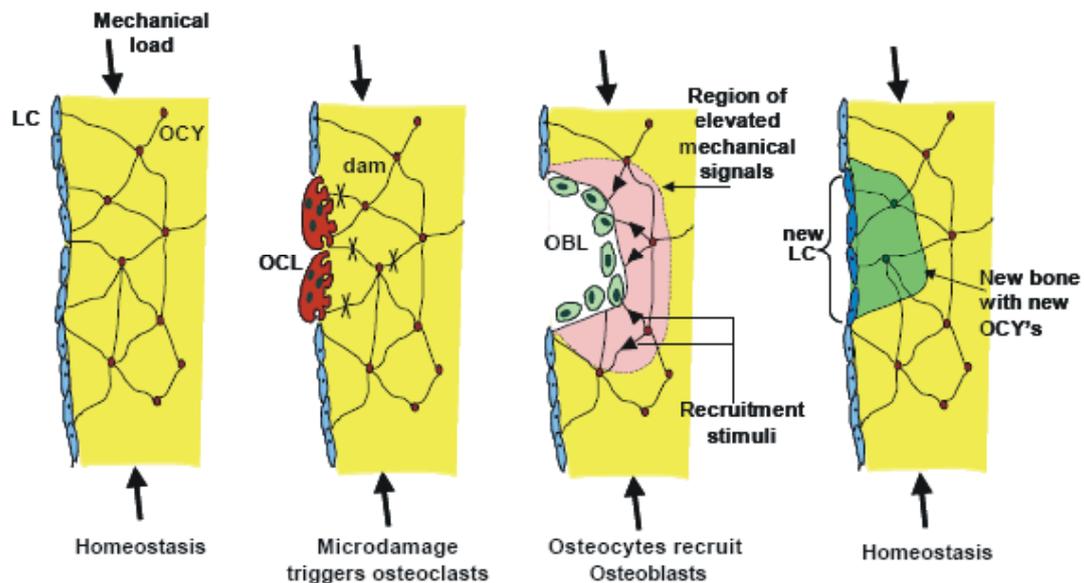
$$\rho \propto \left[ \sum n_i \overline{\sigma}_i^m \right]^{\frac{1}{2m}}$$

In ähnlicher Weise stellt Carter Beziehungen für die *SED* auf, die er in Abhängigkeit der Knochendichte, der Orientierung der Trabekel und der Belastung sieht. Weil er davon ausgeht, dass die *SED* jeweils im Knochen „gespeichert“ wird, ist die tatsächliche im Gewebe vorhandene *SED* eine Summe aus Effekten auch zurückliegender Belastungen.

Letztendlich geht Carter davon aus, dass das Remodeling einen Optimierungsprozess darstelle, durch den diese tatsächliche im Knochen vorhandene Verformungsenergie in einem bestimmten Bereich gehalten werde [14]. Dies geschähe eben durch Maximierung der strukturellen Integrität und Minimierung der dazu notwendigen Knochenmasse [33].

## 2.7. Remodelingtheorie nach HUISKES

Der Niederländer Rik Huiskes definiert Knochen-Remodeling einfach als die Bildung von Resorptionshöhlen oder Kavitäten im Knochen durch Osteoklasten und das sukzessive Auffüllen dieser Defekte durch Osteoblasten (vgl. Abb. II-16) [49].



**Abb. II-16:** Mechanische Belastung bedingt Mikrorisse im Knochen, die zur Rekrutierung von Osteoklasten (OCL) führen; die Aktivität dieser Zellen führt zur Bildung von Resorptionshöhlen im Knochen, die wiederum zur Folge haben, dass Osteozyten (OCY) eine höhere mechanische Belastung in dieser Region wahrnehmen, wodurch Osteoblasten (OBL) aktiviert werden, die den Knochendefekt auffüllen. Im Knochen eingemauerte Osteoblasten differenzieren zu Osteozyten, an der Oberfläche des neuen Knochens verbliebene Osteoblasten zu sogenannten Bone Lining Cells (LC) (aus [93]).

Huiskes geht wie Carter davon aus, dass die lokale Dichte der durch mechanische Belastung eines Knochens entstandenen Verformungsenergie (strain energy density, *SED*) der wesentliche Stimulus sei, der zum Remodeling führe [95], wobei aber sowohl die Amplitude als auch die Frequenz der Knochenbelastungen eine Rolle spielen [110]. Auf diesen Stimulus reagierten in erster Linie Osteozyten durch Produktion biochemischer Signalmoleküle proportional zur *SED* [49]. Die Osteozyten besitzen bis zu achtzig etwa 15µm lange Ausläufer [86], seien über diese miteinander verbunden und bildeten so ein funktionelles Synzium [49]. Außerdem seien die Osteozyten auch mit den Osteoblasten an der Knochenoberfläche (den sogenannten Bone Lining Cells) und diese wiederum mit Präosteoblasten verbunden [70]. Die Osteoblasten würden dann so lange aktiviert, wie ein bestimmter Schwellenwert der *SED* überschritten werde.

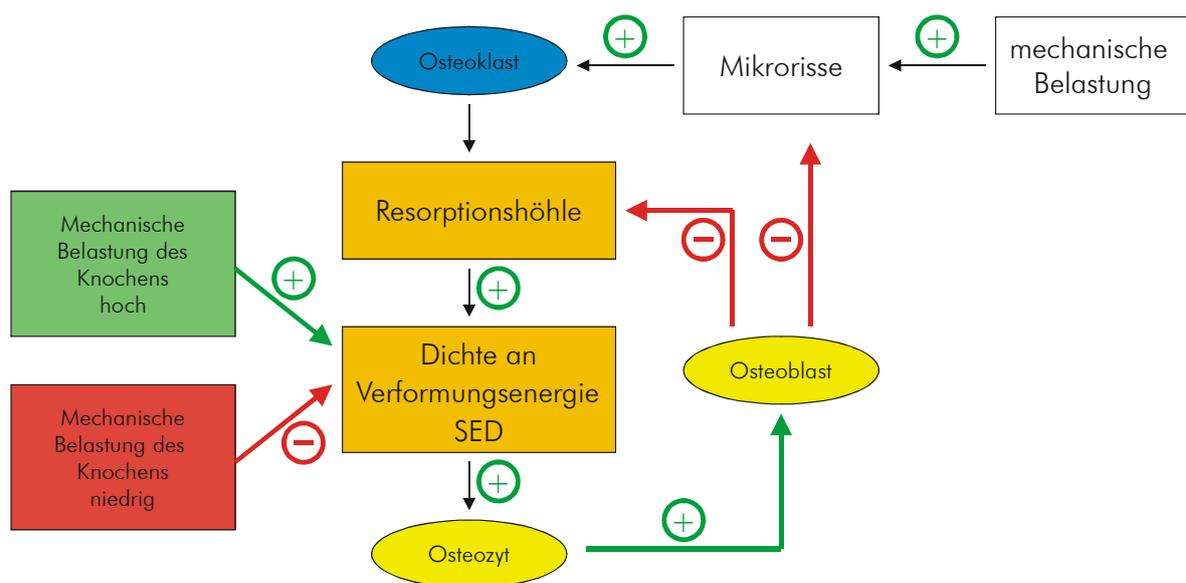
Es sei hier angemerkt, dass über die Art und Weise der Mechanotransduktion, also der Umwandlung des mechanischen Signals (Verformung) in ein biologisch verwertbares, in der Literatur unterschiedliche Theorien existieren: möglicherweise

reagieren die Osteozyten auf die verformungsinduzierte Bewegung von Flüssigkeit in ihren Ausläufern [116]. Es konnte jedoch auch für Osteoblasten eine direkte Reaktion auf mechanische Stimuli gezeigt werden: diese reagieren auf mechanische Reize durch Induktion der Synthese von Prostaglandin E<sub>2</sub> und dem second messenger Inositoltriphosphat [90]. Möglicherweise führt die Verformung auch zur Öffnung von Dihydropyridin- und Phenylaklylamin-sensitiven Calcium-Kanälen in der Membran der Osteozyten, wodurch ein Calcium-Einstrom erfolgt, der diverse intrazelluläre Prozesse auslösen kann [36]. Außerdem konnte gezeigt werden, dass die durch Verformung im Knochen ausgelösten „strain-generated potentials“ = *SGPs* nicht wie früher angenommen in der Kollagen-Hydroxylapatit-Porosität der Knochenmatrix entstehen, sondern die mit den osteozytären Ausläufern assoziierte sogenannte Lakunar-Kanalikuläre Porosität die eigentliche Quelle dieser Potentiale darstellt, weshalb auch hierüber eine Perzeption der Verformung durch Osteozyten denkbar ist [22].

Die Stimulation der Osteoblasten führe, nach Huiques, deformationsabhängig zu Knochenaufbau.

Die „Gegenspieler“ der Osteoblasten, die Osteoklasten, könnten laut Huiques durch zwei unterschiedliche Prozesse aktiviert werden: einmal durch Mikrorisse in der Knochenmatrix, zum anderen durch Immobilisation, also Nicht-Belastung des Knochens, wobei beide Mechanismen bei der Aktivierung der Osteoklasten zusammenwirkten [49]. Diese Überlegung ist konsistent mit vorangegangenen Theorien: Carter wies schon auf die Entstehung von Mikrorissen bei Belastung hin [15], mit den Vorstellungen von Huiques jedoch kann man erklären, warum bei normaler Belastung die Aktivität der Osteoklasten durch die Tätigkeit der Osteoblasten kompensiert werden kann [94]: vor allem dadurch, dass durch die Mikrorisse auch die Ausläufer der Osteozyten beschädigt würden, sinke in diesen Regionen die „Signalstärke“ der Osteozyten; dies führe zur Aktivierung von Osteoklasten. Diese resorbierten Knochen, entfernten also die beschädigten osteozytären Ausläufer, bis an der dabei neu entstehenden Knochenoberfläche wieder Osteozyten-Signale wirksam werden könnten. Die Aktivität der Osteoklasten sinke, Osteoblasten würden aktiviert und füllten den entstandenen Defekt auf [95] [107].

In diesen Regelkreislauf (der auch bei normaler Belastung stattfindet), greife eine sehr hohe oder niedrige mechanische Belastung durch Veränderung des 'Remodelingstimulus', der *SED*, ein, so dass es in diesen Situationen dann zu einem Knochenaufbau bzw. Knochenabbau kommen kann [94]. Eine Zusammenfassung der Huiskes'schen Theorie der Knochenadaptation findet sich in Abb. II-17.



**Abb. II-17:** Schema der Remodelingtheorie nach Huiskes: bei Normalbelastung können die Osteoblasten kompensatorisch der Aktivität der Osteoklasten (über Osteozyten-Vermittlung) entgegenwirken; beim Auftreten von Mikrorissen erhöht sich vermittelt durch die Tätigkeit der Osteoklasten die Aktivität der Osteozyten; bei zusätzlichen Veränderungen der mechanischen Belastung des Knochens erfolgt eine zusätzliche Veränderung der *SED*: Knochen wird angebaut oder abgebaut und das System pendelt sich auf einer Stufe höherer oder niedrigerer Knochenmasse ein (nach [49]).

Diesen Regelkreis beschrieb Huiskes mathematisch und konnte ihn sowohl in einer 2D- als auch in einer 3D-Finite-Elemente-Simulation bestätigen [95].

Dazu musste zunächst das durch die Osteozyten auf mechanische Verformung hin produzierte Signal  $p_i$  formuliert werden. Es wird angenommen, dass dieses im wesentlichen von der Mechanosensitivität  $\mu_i$  des einzelnen Osteozyten (deren biologische Grundlage in diesem Zusammenhang nicht näher erläutert wird) und eben von der Größe der Verformungsenergie  $R_i$  (strain energy density rate) in folgender Weise abhängt:

$$p_i(t) = \mu_i R_i(t)$$

Dabei geht Huiskes davon aus, dass dieses Signal in der Umgebung des einzelnen Osteozyten exponentiell abfalle und damit nur ein Teil des Ursprungssignals an der Effektorzelle (Osteoblast) wirksam werden könne [94].

Die Aktivität der Osteoblasten, d.h. die Menge an Knochen, die die Osteoblasten pro Zeit bilden, werde durch die Ableitung dieser neugebildeten Knochenmasse  $m_{ob}$  nach der Zeit definiert:

$$\frac{dm_{ob}}{dt} = \tau \{ P(\underline{x}, t) - k_{tr} \}$$

Dabei sei  $\tau$  eine biologische Konstante,  $P(\underline{x}, t)$  der an den Osteoblasten in der Position  $\underline{x}$  wirksame osteozytäre Stimulus und  $k_{tr}$  der Schwellenwert, der überschritten werden müsse, um die Osteoblasten zu aktivieren [94].

Für die von den Osteoklasten resorbierte Knochenmenge  $m_{oc}$  wird angenommen, dass diese bei Normalbelastung konstant sei, weil die Mikrorisse mit einer konstanten Rate zufällig verteilt am Knochengewebe aufträten [49] [107]. Da es sich um einen Knochenabbau handelt, muss die Ableitung der von den Osteoklasten resorbierten Knochenmasse nach der Zeit negativ gesetzt werden:

$$\frac{dm_{oc}}{dt} = -r_{oc}$$

Zusammen mit Weinans [115] integriert Huiskes in seine Remodelingtheorie auch einen Gedanken von Carter, nämlich dass im Rahmen des als Optimierungsprozess aufgefassten Remodelings die Knochendichte so adaptiert würde, dass die *SED* im Knochen jeweils in einem bestimmten konstanten Bereich gehalten werde [14] [15]. Falls ein Knochenelement dieser Regel nicht genügen kann, werde es entweder maximal verdichtet oder komplett resorbiert [115].

Die Änderung der Knochendichte an einer bestimmten Position  $d\rho/dt$  könne nach Weinans und Huiskes durch eine objektive Funktion  $F$  beschrieben werden, die von einem gegenwärtigen Remodeling-Stimulus an dieser Position abhängt;

dieser Stimulus wiederum basiere auf der mechanischen Belastung  $\sigma$ , der Verformung  $\varepsilon$  und der momentanen Knochendichte  $\rho$ :

$$\frac{d\rho}{dt} = F(\sigma, \varepsilon, \rho)$$

Ziel des Remodelingprozesses sei es, eine konstante *SED* pro Einheit Knochenmasse in Bezug auf die Summe aller Belastungen während einer bestimmten „loading history“ (vgl. Kapitel II.2.6) zu erreichen:

$$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left( \frac{U_i}{\rho} \right) = \textit{konstant}$$

mit  $U_i = SED$  und damit  $U_i/\rho = SED$  pro Einheit Knochenmasse,  $n$  beschreibt die Anzahl der Belastungen [115]. Eine Computer-Simulation unter diesen Annahmen führte zu einer mit der tatsächlichen Knochenstruktur übereinstimmenden diskontinuierlichen trabekulären Architektur, wodurch sowohl das Selbstoptimierungsparadigma des Knochen als auch die Forderung nach einer Knochenmorphologie minimalen Gewichts erfüllt war.

Huiskes und Weinans sehen dieses Ergebnis als Bestätigung der grundlegenden Wolff'schen und Roux'schen Ideen des 19. Jahrhunderts [115].

## 2.8. Nicht-mechanische Modulationsparameter des Knochenremodelings

Es soll nicht unterlassen werden, am Ende dieser Darstellungen des Knochenremodelings noch einmal zu bemerken, dass komplexe biologische Vorgänge im Knochen wirken und dass bei aller Betonung der mechanischen Adaptationskompetenz des Knochens nicht die vielen anderen nicht-mechanischen Einflüsse vergessen werden dürfen, denen das Knochengewebe ausgesetzt ist [92].

So unterliegen die Effektorzellen Osteozyten, Osteoblasten und Osteoklasten selber einem umfassenden System an deren Aktivität modulierenden Größen.

Sowohl die Differenzierung als auch die Aktivierung der Osteoblasten ist abhängig von der Aktivierung bestimmter Transkriptionsfaktoren (v.a. *Cbfa1* = *core-binding factor- $\alpha$ 1*), die selber wiederum durch verschiedene Wachstumsfaktoren reguliert werden (v.a. *BMPs* = *bone morphogenic proteins*, *IGFs* = *insulin-like growth factors*, *TGFs* = *transforming growth factors* und *PDGF* = *platelet-derived growth factors*) [86]. Diese Zellen sind darüberhinaus in endokrinologische Regelkreise eingebunden: Parathormon (*PTH*), 1,25-Dihydroxycholecalciferol, Calcitonin und Sexualhormone (z.B. Östrogen via *ER $\alpha$* -Rezeptoren auf Osteozyten und Osteoblasten) sind wichtige Komponenten bei der Aktivierung und De-Aktivierung des Remodelings [66] [86].

Diese Aufzählung ist keinesfalls komplett und die Zukunft wird sicher zeigen, dass noch eine Fülle weiterer Regulationsparameter beteiligt sind.

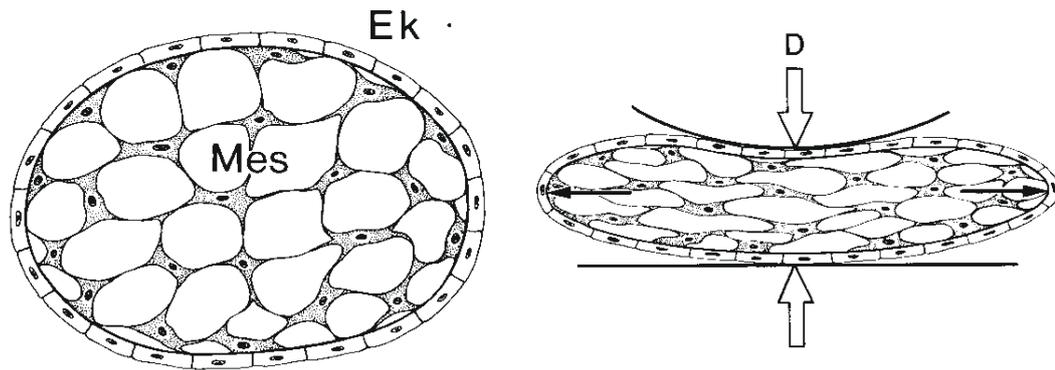
### 3. Die Theorie der kausalen Histogenese nach PAUWELS

Pauwels geht davon aus, dass mechanische Beanspruchung nicht nur der treibende Parameter bei der funktionellen Anpassung eines ausgereiften Knochens sei, sondern auch ursächlich für die Differenzierung der Stützgewebe aus pluripotenten Ursprungszellen; die einzelnen zellulären Reaktionen seien allerdings je nach Zellart grundverschieden [80].

Auch wenn diese Theorie durch die starke Fixierung auf mechanische Belastung als einzigen modulierenden Stimulus sicher nicht im Detail den wissenschaftlichen Erkenntnissen unserer Zeit entspricht, so lassen sich doch viele klinische Beobachtungen in der Orthopädie und Histologie durch diese Hypothese deuten (beispielsweise reaktive Kapselschrumpfungen, der Vorgang der Frakturheilung, die mikroskopische Architektur der Stützgewebe, die desmale und chondrale Ossifikation) [61].

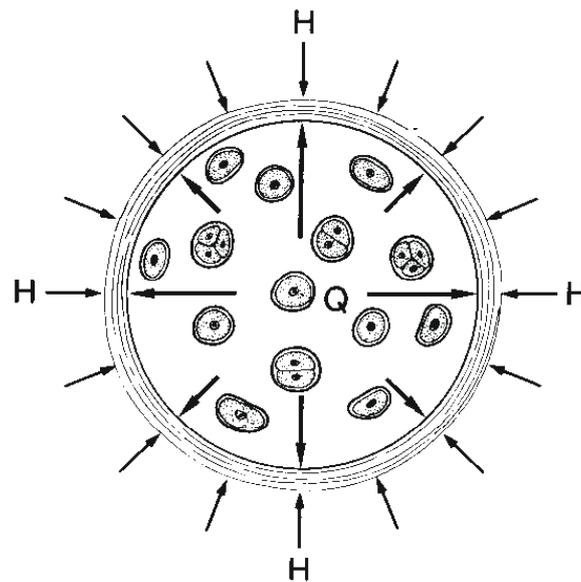
Pauwels selbst leitet seine Theorie vor allem aus klinischer Beobachtung und Erfahrungen in der operativen Orthopädie ab. Er stellt die Hypothese auf, dass es letztlich nur zwei Arten mechanischer Reize gäbe, die für die Ausbildung der Stützgewebe eine Rolle spielten, nämlich *Dehnung* und *hydrostatischer Druck*. Diese wirkten auf das „Muttergewebe“ (das Mesenchym) ein, das mechanisch gesehen als völlig plastisch gelten könne und seine Stoffwechsellleistungen je nach mechanischem Reiz verändere [61].

Dehnung sei dabei der spezifische Stimulus für die Ausbildung von Kollagenfibrillen. Da das Ektoderm, welches das Mesenchym umschließt, bei einwirkendem äußerem Druck oder Schub (lineare Kräfte) in die Länge gezogen werde, komme es zu einer Dehnungsbeanspruchung der mesenchymalen Zellen, welche dadurch zu Fibroblasten differenzierten und Kollagen synthetisierten (vgl. Abb. II-18). Im Rahmen dieses Vorganges würden auch die einzelnen Kollagenmoleküle primär passiv in der Richtung der Dehnung(trajektorien) ausgerichtet [61]. Diese Überlegung wird als Erste These der kausalen Histogenese formuliert.



**Abb. II-18:** Das von Ektoderm umschlossene Mesenchym wird bei einwirkendem äußeren Druck ( $D$ ) in die Länge gezogen; die Mesenchymzellen differenzieren dabei zu Fibroblasten und synthetisieren Kollagen, dessen Fibrillen primär passiv in der Dehnungsrichtung (dünne schwarze Pfeile) orientiert sind (aus [61]).

Würden auf das Mesenchym allseitig Kräfte einwirken (dabei generiere sich eben hydrostatischer Druck), dann würden sich die Mesenchymzellen abrunden und im Rahmen einer Stoffwechsellumstellung Wasser aufnehmen (vgl. Abb. II-19). Da sich die Einzelzellen dadurch vergrößerten, entstünde ein dem äußeren hydrostatischen Druck entgegengerichteter innerer Quellungsdruck. Durch die dadurch erfolgende Dehnung der die Zellen umgebenden Interzellulärsubstanz komme es gemäß der eben beschriebenen Ersten These der kausalen Histogenese zur Bildung konzentrischer Kollagenfibrillen um die einzelnen Zellen und Zellgruppen. Pauwels fasst diese Vorstellungen als Zweite These der kausalen Histogenese zusammen [61]. Hier ist es wichtig zu erwähnen, dass Pauwels davon ausgeht, Knorpel könne bei *dauerhafter* Deformation nicht erhalten bleiben, sondern nur bei *intermittierendem* hydrostatischem Druck. Blicke die mechanische Belastung dauerhaft bestehen, so Pauwels, würde die chondrale Ossifikation eingeleitet.



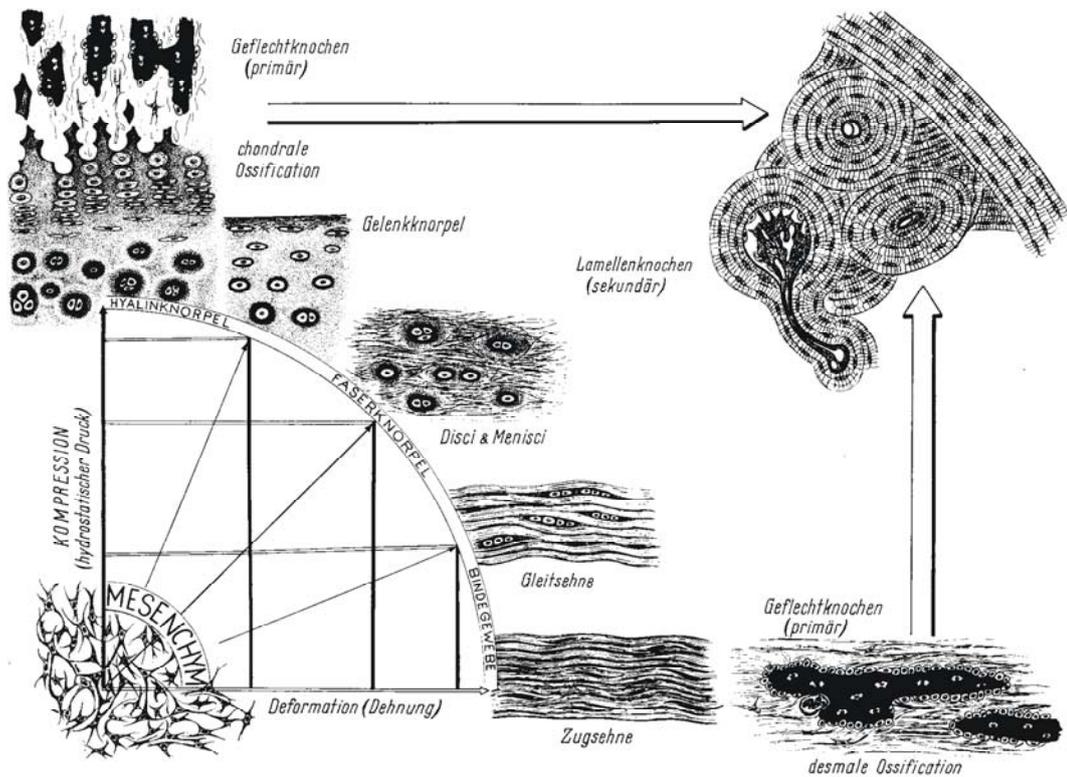
**Abb. II-19:** Auf Mesenchym allseits einwirkender (hydrostatischer) Druck ( $H$ ) erzeugt durch Abrundung und Wasseraufnahme der Zellen einen dem äußeren Druck entgegengerichteten inneren Quellungsdruck ( $Q$ ) (aus [61]).

Mischformen zwischen Binde- und Knorpelgewebe entstünden, wenn nicht nur Dehnung oder hydrostatischer Druck wirksam sind, sondern Kombinationen aus diesen beiden mechanischen Reizen.

Pauwels fasst das Binde- und das Knorpelgewebe als sogenannte *primäre* Stützgewebe auf, weil beide direkt über jeweils ganz spezifische Reize aus dem Mesenchym hervorgehen könnten.

Dagegen bezeichnet er Knochen als *sekundäres* Stützgewebe, weil es für die Bildung dessen keinen spezifischen Reiz gäbe [80]. Knochen entwickelte sich nämlich vielmehr, so Pauwels, in einem bestehenden stabilen Stützgewebsgerüst, bestehe es nun aus Knorpel- oder Bindegewebe. Im ersteren Fall erfolge eine chondrale Ossifikation, im zweiten Fall eine desmale Ossifikation. Der nach dieser sogenannten Dritten These der kausalen Histogenese entstehende Knochen sei dabei stärker belastbar als die ursprünglichen primären Stützgewebe [61].

Die Theorie der kausalen Histogenese nach Pauwels wurde durch Benno Kummer in einem Übersichtsbild zusammengefasst (vgl. Abb. II-20).



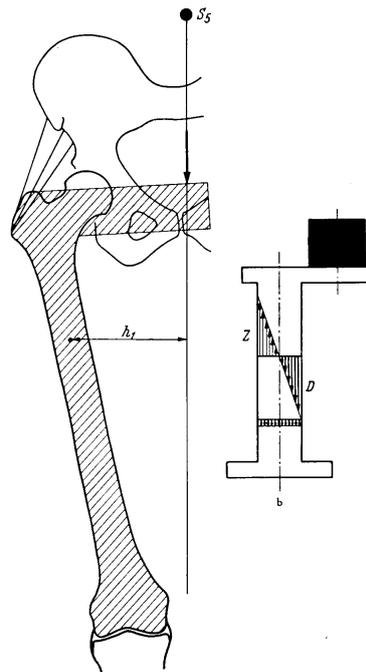
**Abb. II-20:** Übersichtsbild zur Theorie der kausalen Histogenese nach Pauwels. Mesenchym ist das Ursprungsgewebe, aus dem sich die primären Stützgewebe entwickeln; hydrostatischer Druck erzeugt Knorpel, Dehnung führt zur Bildung von Bindegewebe, Kombinationen dieser beiden mechanischen Reize erzeugen Übergangsgewebe zwischen Knorpel und Bindegewebe; aus diesen Gewebetypen kann Knochengewebe (sekundäres Stützgewebe) über chondrale bzw. desmale Ossifikation entstehen (aus [80]).

## 4. Modelle zur Biomechanik des Hüftgelenks

Ziel dieser Arbeit wird es sein, zwei verschiedene Modellvorstellungen zur Biomechanik des Hüftgelenks zu vergleichen und gegeneinander abzuwägen. Daher erscheint es zweckmäßig, zunächst diese beiden Theorien getrennt darzustellen.

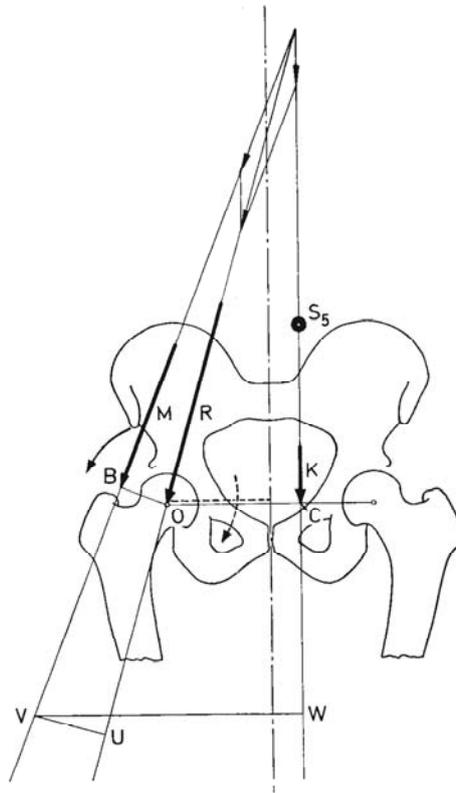
### 4.1. Hypothese nach PAUWELS

Friedrich Pauwels erklärt mittels einfacher mechanischer Überlegungen die Kräfte, die am Hüftgelenk wirksam sein müssen. Dabei konzentriert er sich auf die „maßgebliche“ Belastung, die Standbeinphase [81], also die größte der sich immer wiederholenden Beanspruchungen [85]. Während dieser Phase muss das Bein das Gewicht des gesamten Körpers tragen (streng genommen das sogenannte anteilige Körpergewicht, d.h. das Gesamtgewicht des Körpers abzüglich des Gewichts des Standbeines) [85]. Da der am Hüftgelenk wirksame Hebelarm während der Standbeinphase im Mittel annähernd in der Frontalebene liege, könne diese für die Betrachtung der Kraftverhältnisse herangezogen werden [81]. Das gerade erwähnte wirksame Körperteilgewicht  $K$  (also Gesamtkörpergewicht minus Gewicht des Standbeins [80]) wirke medial exzentrisch im Schwerpunkt  $S_5$ , der anhand von Berechnungen von O. Fischer für die Standbeinphase angenommen werden könne [81]. Dadurch ergäbe sich ein Drehmoment im Hüftgelenk, welches durch Anspannung der Abduktoren kompensiert werde; so könne dann das Becken im Gleichgewicht gehalten werden (vgl. Abb. II-21).



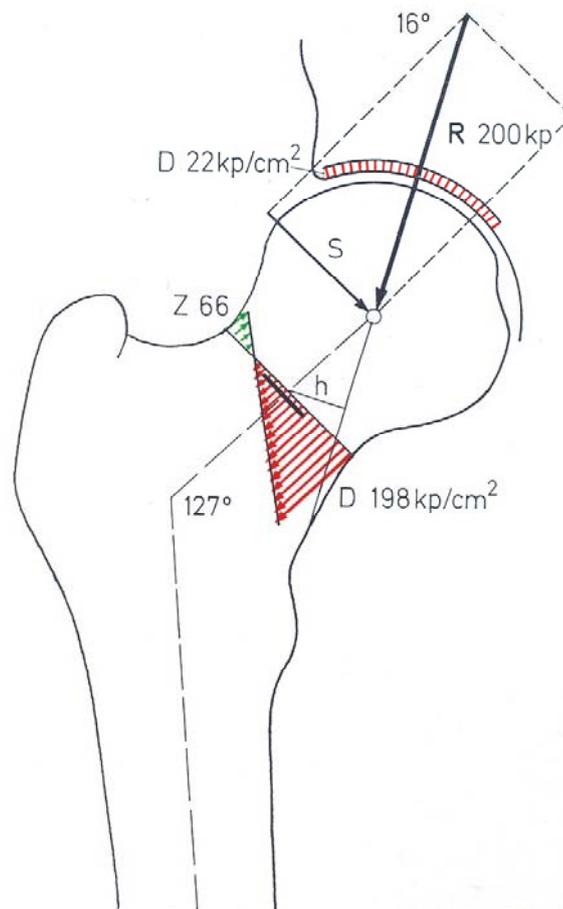
**Abb. II-21:** Nach Pauwels wird das Femur im Einbeinstand über das im Schwerpunkt  $S_5$  wirkende Körperteilgewicht exzentrisch belastet (Hebelarm  $h_1$ ); dadurch entsteht im Hüftgelenk ein durch die Abduktoren (durch drei Linien angedeutet) kompensiertes Drehmoment; daneben der Vergleich mit dem Säulenmodell (aus [82]).

Damit setzt sich die Resultierende  $R$  am Hüftgelenk nach Pauwels nur aus zwei Komponenten zusammen: eben aus dem Körperteilgewicht  $K$  und der Muskelkraft der Abduktoren  $M$  (vgl. Abb. II-22). Die Lage dieser Resultierenden  $R$  ergäbe sich einfach dadurch, dass diese zum einen durch den Schnittpunkt von  $K$  und  $M$  und zum anderen durch das Drehzentrum des Hüftgelenks im Femurkopf verlaufen müsse, eben weil sich beide Kräfte das Gleichgewicht halten [85]. Die Wirklinie von  $R$  bilde mit der Vertikalen einen Winkel von ungefähr  $14^\circ$  [80]. Die Größe von  $R$  berechne sich dabei als geometrische Summe von  $M$  und  $K$  und sei dabei in erster Linie von der im Vergleich zum wirksamen Körperteilgewicht  $K$  größeren Muskelkraft der Abduktoren  $M$  abhängig. Da der (nach Fischer) angenommene Hebelarm  $OC$  etwa drei mal so groß sei wie der Hebelarm  $OB$ , ergäbe sich, dass  $M$  auch etwa drei mal so groß wie  $K$  sein müsse, womit gelte:  $R \approx 4K$  [80].



**Abb. II-22:** Schema des Pauwels'schen Modells für die Hüfte im Einbeinstand (betrachtet in der Frontalebene). Das Körperteilgewicht  $K$ , dessen Wirklinie durch den Schwerpunkt während des Einbeinstandes  $S_5$  verläuft und die Muskelkraft der Abduktoren  $M$  halten das Becken im Gleichgewicht und belasten in ihrer geometrischen Summe (Resultierende  $R$ ) den Hüftkopf. Der Hebelarm von  $K$  ( $OC$ ) ist dabei etwa drei mal so groß wie der von  $M$  ( $OB$ ) (nähere Erläuterungen im Text) (aus [80]).

Nach Pauwels wirke  $R$  dabei auf den Femurkopf und das Hüftgelenk als Druckkraft (Verlauf durch das Drehzentrum und senkrecht auf die Peripherie des Hüftkopfes); im Bereich des Schenkelhalses ergäbe sich jedoch damit ein Biegemoment, da  $R$  schräg zur Schenkelhalsachse orientiert sei [80] [85]. Pauwels geht davon aus, dass dieses resultierende Biegemoment nach distal in Richtung Trochanter major zunähme, weil der Hebelarm  $h$  immer größer werde (vgl. Abb. II-23); dagegen bliebe die ebenfalls wirksame Schubkraft  $S$  konstant, da diese nur von der Neigung der Resultierenden  $R$  gegen die Schenkelhalsachse bestimmt werde [85].

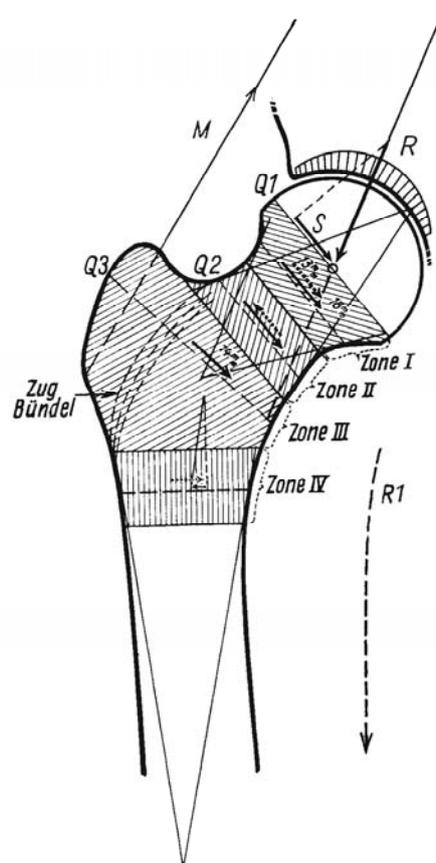


**Abb. II-23:** Die auf den Hüftkopf wirkende Resultierende  $R$  führt zu einer nach medio-kaudal gerichteten Schubkraft  $S$ , die im gesamten Schenkelhals gleich groß ist, da sie nur von der Neigung von  $R$  gegen die Schenkelhalsachse bestimmt wird. Die Biegekraft dagegen (zusammengesetzt aus einer Zug- und Druckkomponente  $Z$  bzw.  $D$ ) nimmt nach distal in Richtung Trochanter major zu, da auch der Hebelarm  $h$  von  $R$  gegen die Schenkelhalsachse stetig zunimmt (aus [80]).

In einer genaueren Betrachtung stellt Pauwels allerdings fest, dass sich vom Trochanter major nach distal die Richtung von  $R$  verändere (vgl. Abb. II-24), da hier neben  $K$  und  $M$  auch die Spannung des Tractus iliotibialis und anderer Muskeln wirke, wobei der Tractus als „Zuggurtung“ eine der Biegung des Femurschaftes entgegengerichtete Spannung bilde [82] [85].

Pauwels liefert in diesem Zusammenhang auch eine Deutung der unterschiedlichen Spongiosadichte im proximalen Femurende [85]. Dazu unterteilt er gedanklich den Schenkelhals in vier verschiedene Zonen und berücksichtigt neben der Schubspannung  $S$  auch einen sogenannten „Konusschub“ (auftretende zusätzliche Schubspannungen durch konische Form des Schenkelhalses, sh.

unten), der in den einzelnen Zonen unterschiedliche Größe habe. Im Hüftkopf entspreche der hier als Druckspannung wirksamen Resultierenden ein dichter Spongiosabereich, der vom kranialen Anteil des Hüftkopfes kommend bis in die mediale Femurdiaphyse ziehe.



**Abb. II-24:** Pauwels unterteilt den Schenkelhals gedanklich in verschiedene Zonen (mit den Querschnitten Q1 bis Q3), in denen sich die tatsächlich wirkende Kraft in unterschiedlicher Weise aus Schubkraft S und „Konusschub“ (gestrichelte Pfeile) zusammensetzt (Erklärung sh. Text). Die Resultierende R ändert nach distal ihre Richtung (R1) (aus [85]).

In Zone I (vgl. Abb. II-24) habe der „Konusschub“ die gleiche Richtung wie die Schubkraft S, da vom Hüftkopf nach distal der Durchmesser des Schenkelhalses erst einmal abnehme. Die in diesem Bereich wirksame Kraft entspreche also der Summe aus S und dem „Konusschub“, sei also größer als S allein und bedinge die Zone dichter Spongiosa. In Zone II dagegen wirke der „Konusschub“ wegen des nun nach distal wieder zunehmenden Schenkelhals-Durchmessers der Schubkraft S gerade entgegen, womit die tatsächlich auftretende Kraft geringer als S sei. So

ließe sich auch das Auftreten des sogenannten „Ward’schen Dreiecks“ erklären, einer im medialen Schenkelhalsbereich sichtbaren Spongiosaverdünnung. In Zone III trete gar kein „Konusschub“ auf, weil dieser durch die von Pauwels als „Zugbündel“ in diesem Bereich interpretierte Spongiosa aufgehoben würde, womit am Trochanter major nur solche Spannungen wirken würden, die aus dem Zug der Abduktoren und der Schubspannung  $S$  resultierten.

## 4.2. Hypothese nach HEIMKES

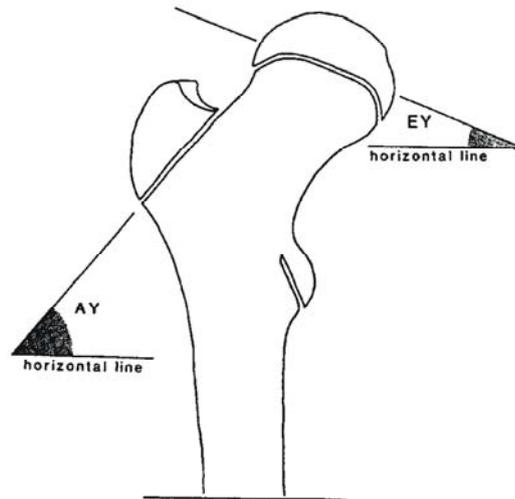
Prinzipiell liefert das biomechanische Modell der auf das Hüftgelenk einwirkenden Kräfte nach Bernhard Heimkes [41] lediglich eine Ergänzung zur eben dargestellten Hypothese nach Pauwels (sh. Kapitel II.4.1).

Dies impliziert, dass auch bei dieser Hypothese die im Einbeinstand wirksamen Kräfte als maßgeblich betrachtet werden [41].

Heimkes ergänzt das Pauwels’sche Modell vor allem durch eine genaue Analyse der am Trochanter major angreifenden Kräfte [40]. Die Konsequenz des Pauwels’schen Modells für die Belastung des Trochanter major zu untersuchen, schien Heimkes vor allem deshalb wichtig, da durch die Existenz einer Apophysenfuge im Bereich dieser Knochenstruktur (diese Apophysenfuge wurde von Pauwels nicht berücksichtigt) schon durch die Architektur des Skeletts bestimmte Vorzeichen für eine mögliche resultierende Kraft an dieser Knochenposition gegeben seien. Bezugnehmend auf die Theorie der kausalen Histogenese nach Pauwels und deren Interpretation durch Kummer [62] müsste gefordert werden, dass diese resultierende Kraft am Trochanter major senkrecht und mittig auf den Apophysenknorpel einwirke [40].

Die Ergebnisse eigens durchgeführter anatomischer und radiologischer Untersuchungen sollten Aufschlüsse sowohl über die genaue Struktur der Trochanterapophyse als auch über die tatsächlich in diesem Bereich wirksamen Muskelkräfte liefern. Dabei ergaben sich zwei Befunde, die deutliche Konsequenz für die Belastungsverhältnisse des proximalen Femurs hätten: es zeigte sich zum einen, dass der *M. vastus lateralis* in seiner Gesamtheit von der Trochanterapophyse entspringe und zum anderen, dass sich über 90% der Fläche

der Trochanterapophyse während des gesamten Skelettwachstums konstant parallel zum Schenkelhals ausrichteten (vgl. Abb. II-25) [40].

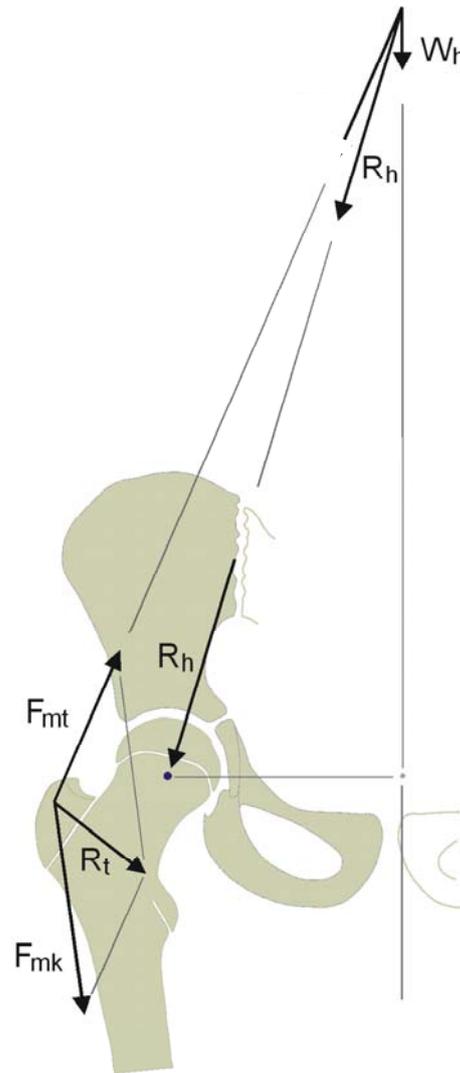


**Abb. II-25:** Winkel der Apophysenfuge der Trochanterapophyse und der Epiphysenfuge des Hüftkopfes zur Horizontalen: *AY* bzw. *EY*. Über 90% der Fläche der Trochanterapophyse richten sich während des gesamten Knochenwachstums parallel zur Achse des Schenkelhalses aus (aus [40]).

Unter Berücksichtigung der Muskelkraft der Abduktoren nach Pauwels ( $F_{mt}$  bei Heimkes = Muskelkräfte, die von der Hüftseite auf den Trochanter major wirken: Mm. gluteus maximus, gluteus medius, gluteus minimus und tensor fasciae latae), der Richtung aller nach distal wirkenden Muskelkräfte ( $F_{mk}$  bei Heimkes, also Muskelkräfte, die zwischen Knie und Trochanter major wirken: Knieextensoren mit Ausnahme des M. rectus femoris, aktiv gezügelter Tractus iliopsoas und M. vastus lateralis, wobei auch der mit diesem funktionell gekoppelte M. vastus intermedius einbezogen wird), und mittels der Annahme, dass eine auf den Trochanter major einwirkende Resultierende  $R_t$  senkrecht auf die neu ausgemessene Apophysenplatte einwirken müsse, konnte Heimkes sowohl den Betrag dieser Resultierenden als auch den Betrag von  $F_{mk}$  berechnen [40].

Es wurde gefolgert, dass am proximalen Femur zwei Kräfteparallelogramme wirksam seien (vgl. Abb. II-26): das bereits von Pauwels beschriebene Kräfteparallelogramm bestehend aus der anteiligen Körpergewichtskraft (bei Heimkes mit  $W_h$  bezeichnet), der Kraft der abduzierenden Muskulatur  $F_{mt}$  und der Resultierenden am Hüftkopf  $R_h$ , und daneben auch ein sogenanntes

„Trochanterparallelogramm“ bestehend aus  $F_{mt}$ ,  $F_{mk}$ , und der Resultierenden am Trochanter major  $R_t$ , für deren Betrag sich etwa das 1,7fache des Körpergewichtes ergäbe [40].



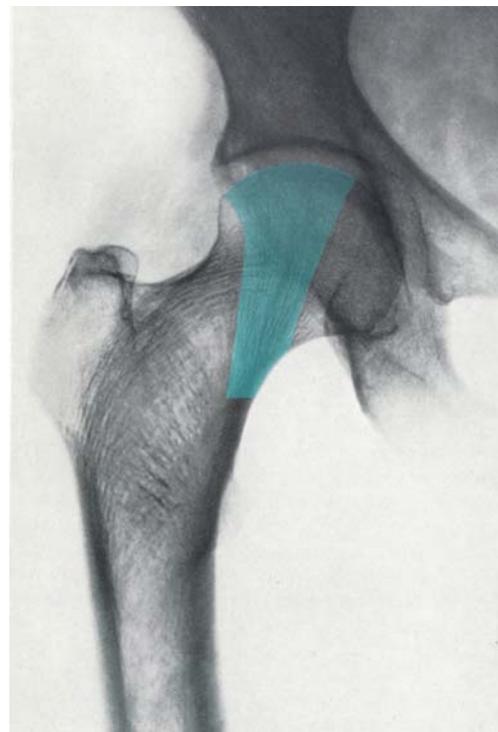
**Abb. II-26:** Modell der am Hüftgelenk wirkenden Kräfte nach Heimkes. Am proximalen Femur muss neben der am Hüftkopf wirkenden Resultierenden  $R_h$  (sich zusammensetzend aus dem Körperteilgewicht  $W_h$  und der Muskelkraft der Abduktoren  $F_{mt}$ ) auch eine zur Trochanterapophyse senkrecht orientierte Resultierende  $R_t$  berücksichtigt werden (aus [40]).

### III Materialien und Methodik

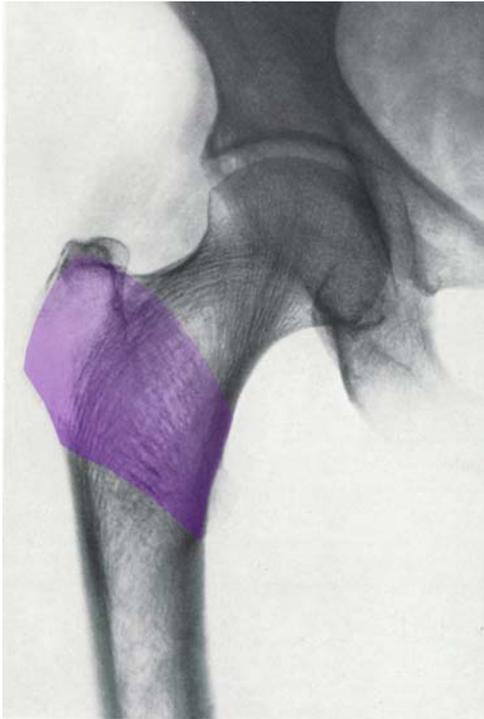
Im folgenden Kapitel wird auf das in dieser Arbeit verwendete Material und die angewandte Methodik eingegangen. Dazu soll zunächst die hier verwendete Terminologie der untersuchten Trabekelbündel in den folgenden Abbildungen verdeutlicht werden.



**Abb. III-1:** a.p.-Röntgenaufnahme eines rechten Hüftgelenks (aus [69]).



**Abb. III-2:** Markierung der in dieser Arbeit als „mediales Trabekelbündel“ bezeichneten Struktur.



**Abb. III-3:** Markierung der in dieser Arbeit als „trochantäres Trabekelbündel“ bezeichneten Struktur.



**Abb. III-4:** Markierung der in dieser Arbeit als „bogenförmiges Trabekelbündel“ bezeichneten Struktur.

## 1. Untersuchte Femora

Für die Untersuchungen wurden zehn gut erhaltene Femora verwendet: sechs davon waren eine freundliche Leihgabe des Anatomischen Instituts der LMU (bezeichnet mit den Nummern 1 bis 6), die vier restlichen waren noch aus Voruntersuchungen an der Abteilung für Kinderorthopädie am Klinikum Großhadern vorhanden (bezeichnet mit den Nummern 7 bis 10).

In der folgenden Tabelle sind Angaben zu den Spendern der Femur-Präparate (Geschlecht, Alter, Körpergewicht, Körpergröße und Todesursache - laut Angaben des anatomischen Instituts der LMU bzw. Unterlagen an der Abteilung für Kinderorthopädie am Klinikum Großhadern) sowie die reellen Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD-Winkel), i.e. die Winkel zwischen der Longitudinalachse des Femurschaftes und der des Schenkelhalses der einzelnen Femora zusammengestellt.

Präparate-Nummer	Geschlecht des Spenders	Alter des Spenders (in Jahren)	Körpergewicht des Spenders (in Kilogramm)	Körpergröße des Spenders (in Zentimeter)	Todesursache	reeller CCD-Winkel (in Grad)
1	männlich	78	80	174	Herzinsuffizienz	130
2	weiblich	80	60	166	Herzinsuffizienz	130
3	weiblich	70	64	160	Schlaganfall	128
4	männlich	68	81	170	unbekannt	124
5	weiblich	86	78	168	Herzinsuffizienz	127
6	weiblich	77	63	163	Dickdarmperforation	139
7	männlich	71	79	172	Aortendissektion	119
8	weiblich	74	68	164	Herzinsuffizienz	125
9	weiblich	49	71	168	Herzinsuffizienz	134
10	männlich	65	82	175	unbekannt	127

Abbildungen der zehn Femora finden sich im Anhang dieser Arbeit.

## 2. Erstellung der CT-Aufnahmen

Von diesen zehn Femora sollten CT-Aufnahmen jeweils des proximalen Abschnittes erstellt werden, um die dortige Trabekelarchitektur untersuchen zu können. Dazu wurden die Knochen so gelagert, dass jeweils die Ebene, die durch die Haupt- oder Longitudinalachsen von Schenkelhals und Diaphyse bestimmt wird, möglichst parallel zur Horizontalebene zu liegen kam (= neutrale Anteversion von 0°). So sollten Projektionsfehler beim späteren Ausmessen vermieden werden. In einem ersten Versuch wurde dafür ein Lagerungsgerät verwendet, welches aus einer vorangegangenen Dissertationsarbeit an der kinderorthopädischen Abteilung zur Verfügung stand. Leider konnte sich diese Lagerungshilfe nicht bewähren, da deren Metallschrauben ausgeprägte Artefakte in den CT-Aufnahmen erzeugten. Die Knochen wurden daher mit Hilfe von Holzklötzchen verschiedener Größe gelagert und mittels einer Laserwasserwaage (Stabila 80 LMX-P + L) so ausgerichtet, dass der erzeugte horizontale Laserstrahl möglichst genau mit der Schenkelhalsachse durch den Hüftkopfmittelpunkt und der Diaphysenachse durch den Mittelpunkt des Trochanter-major-Bereichs übereinstimmte, die von den

gegenüberliegenden Begrenzungen von Schenkelhals bzw. Diaphyse „ungefähr gleichen Abstand“ haben [61].

Es wurde ein multislice CT scanner des Typs Somatom Sensation 64 der Firma Siemens (workplace UB 30B, field of view 500 mm, resolution 0,4x0,4x0,4 mm) verwendet.

Die axialen CT-Aufnahmen hatten jeweils einen Abstand von 0,1 mm und eine Schichtdicke von 0,4 mm.

Für die koronare Rekonstruktion der CT-Aufnahmen wurde eine Rekonstruktions-Schichtdicke von 0,4 mm und ein Rekonstruktionsabstand von 0,1 mm gewählt.

Es wurden pro Femur fünf CT-Schnitte den Analysen unterworfen (mit Ausnahme von Femur 8; bei diesem Knochen konnten aufgrund eines starken Bohrdefektes nur vier CT-Schnitte in die Analysen einbezogen werden). Dazu wurde zunächst jeweils eine Folge von CT-Schnitten bestimmt, die in geeigneter Weise gut identifizierbare Trabekelstrukturen zeigten. Da in den ventralen und dorsalen Randbereichen die Trabekelarchitektur nicht ausreichend gut abgrenzbar war, wurden für die Untersuchungen jeweils zentrale Abschnitte des Schenkelhalses verwendet. Nach Bestimmung dieses zentralen Bereiches, der jeweils etwa einen Zentimeter Dicke hatte, wurden fünf Schnitte bestimmt, die in die Untersuchung eingehen sollten: der im Zentrum dieses Bereiches liegende Schnitt, zwei dorsale und zwei ventrale Schnitte, die jeweils ungefähr einen Abstand von 2,5 mm voneinander aufwiesen.

### **3. Das Programm ALLPLAN**

#### **3.1. Anwendung in der Architektur**

Das Programm ALLPLAN der Nemetschek Allplan GmbH ist eine Software zur bauteilorientierten CAD-Planung (Computer Aided Design), die in erster Linie für Architekten, Bauingenieure und Designer entwickelt wurde. Dabei wird zunächst ein digitales Gebäudemodell erstellt (durch Freihand-Skizzierungen oder Modellierungen anhand im Programm vorhandener Bauteile; dazu stehen vielfältigste Zeichenhilfen zur Verfügung), dieses kann anschließend 3D-visualisiert

und unterschiedlichsten Analysen unterzogen werden: von Massenermittlungen über Flächenberechnungen bis hin zu Baukostenberechnungen.

Für diese Arbeit waren allerdings nur sehr einfache Funktionen der umfangreichen Funktionsbibliothek von ALLPLAN notwendig.

### **3.2. Anwendung im Rahmen der hier vorgestellten Trabekelanalyse**

Für diese Arbeit wurde die Version ALLPLAN 2005 verwendet. Das Programm war aus mehreren Gründen sehr geeignet, als Grundlage für die Trabekelanalysen zu dienen: zunächst einmal können unterschiedliche Bild-Ebenen eines bearbeiteten Projekts<sup>1</sup> definiert und unabhängig voneinander bearbeitet werden. Dank eines gemeinsamen Koordinatensystems dieser Bild-Ebenen können diese auch in jedweder Kombination übereinandergelagert werden. So war es möglich, die CT-Bilder zunächst als Grundlage für die Bälkchen-Identifikationen zu verwenden (sh. unten), sie für die weiteren Schritte dann aber auszublenden und nur mit den identifizierten Bälkchen weiterzuarbeiten. Die Bälkchen wiederum konnten nach Ermittlung der Approximationsgeraden (sh. unten) vom Arbeitshintergrund entfernt werden etc.

Dies war einerseits nötig, um Fehler durch überladene und unübersichtliche Zeichnungen zu vermeiden, andererseits konnten die erhaltenen Verläufe der Trabekelbündel direkt über die zugrunde liegenden CT-Aufnahmen projiziert und mit diesen verglichen werden.

Des Weiteren konnten die Bälkchenwinkel mit Hilfe der Winkelmessfunktion bestimmt und sowohl die jeweiligen Approximations- als auch die Summationsgeraden (sh. unten) mit Hilfe der Konstruktionsfunktionen gezeichnet werden.

Unter Verwendung der Funktion „Spline“ konnte eine Spline-Funktion durch gegebene Punkte (Knoten) konstruiert werden, wodurch die Verläufe der Trabekelbündel visualisierbar waren (sh. unten).

---

<sup>1</sup> Jeder CT-Schnitt wurde als eigenes „Projekt“ im Programm abgelegt.

Es soll hier noch erwähnt werden, dass das Programm äußerst bedienungsfreundlich und intuitiv ist. So können beispielweise die Wechsel der verschiedenen Konstruktionsmodule wie auch die Zoom-Funktionen teilweise schon mit Hilfe des Maus-Rades bedient werden.

## **4. RATA (Radiologisch Approximative Trabekelanalyse)**

Das vorgestellte Verfahren wurde mit dem Akronym „RATA“ bezeichnet: **R**adiologisch **A**pproximative **T**rabekel**A**nalyse: Grundlage der Methodik sind lediglich die CT-Aufnahmen (**R** = Radiologisch), anhand derer eine Approximation des Verlaufs der Trabekelbündel durchgeführt wurde. „Approximation“ oder „Näherung“ bezeichnet im Gegensatz zu „Interpolation“ in diesem Zusammenhang treffender die Methode, da zwar die Erstellung des Splines im Rahmen einer Interpolation erfolgte, die Punkte (Knoten), durch die der Spline zu liegen kam, allerdings approximativ ermittelt wurden.

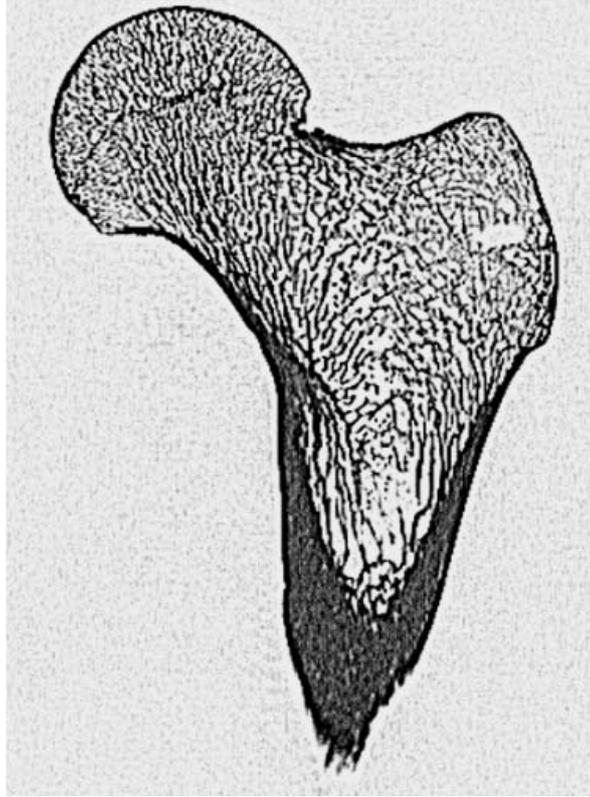
### **4.1. Identifikation der Trabekelbündel und der Knochenbälkchen**

Die angewandte Methode soll hier und im Folgenden an einem CT-Schnitt des Femur 7 (Schnitt 126) verdeutlicht werden<sup>2</sup>.

Zunächst war es nötig, die einzelnen Knochenbälkchen (= Trabekel) zu identifizieren, die in ihrer Gesamtheit die drei betrachteten Trabekelbündel des proximalen Femurs bilden. Die einzelnen CT-Aufnahmen wurden dazu in ein JPG-Format umgewandelt und dann in ALLPLAN® eingeladen. So konnten sie als Grundlage einzelner Konstruktionsprojekte verwendet werden (vgl. Abb. III-5).

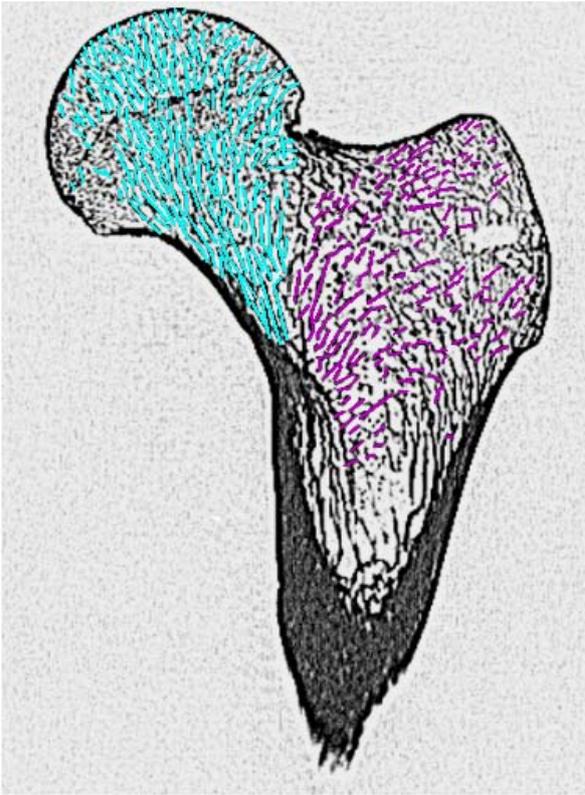
---

<sup>2</sup> Die in dieser Arbeit verwendeten Nummerierungen der CT-Schnitte entsprechen jenen der Original-CT-Datensätze, bei welchen die einzelnen CT-Schnitte in der koronaren Rekonstruktion von ventral nach dorsal fortlaufend durchnummeriert wurden.

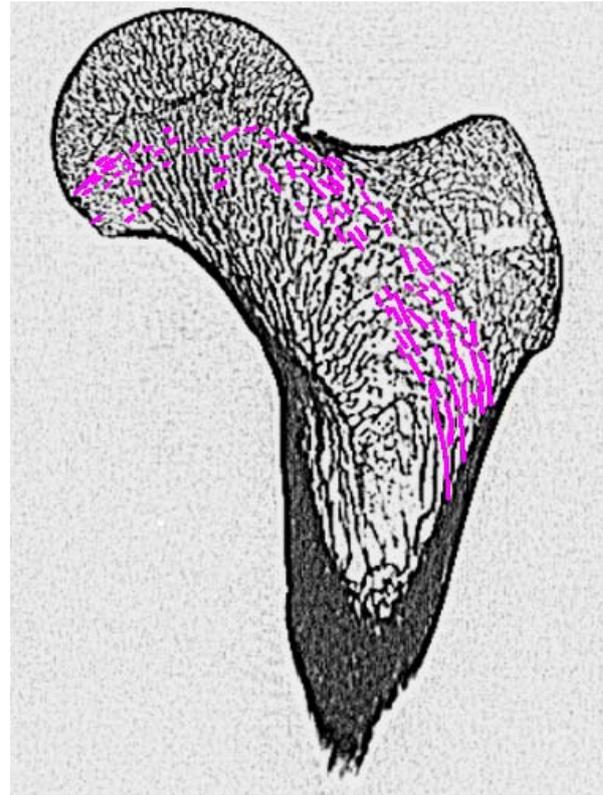


**Abb. III-5:** Femur 7, Bild 126, CT-Schnitt.

Anschließend wurden die einzelnen Knochenbälkchen farbig markiert, wobei für die unterschiedlichen Trabekelbündel verschiedene Farben gewählt wurden: rosa Bälkchen repräsentieren die Trabekel des bogenförmigen Bündels, violette Bälkchen die des trochantären und blaue Bälkchen die des medialen Bündels (vgl. Abb. III-6 und Abb. III-7).



**Abb. III-6:** Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Trabekelbündels.



**Abb. III-7:** Identifikation der Bälkchen des bogenförmigen Trabekelbündels.

## 4.2. Aufteilung in Einzelsektionen und Bestimmung des mittleren Bälkchen-Winkels

Ein Ziel der Methodik sollte sein, den Verlauf des bogenförmigen Trabekelbündels genauer zu analysieren. Durch die Vielzahl an Einzelbälkchen und die damit verbundene hohe Suggestibilität ist eine Beurteilung durch reines Augenmaß nicht möglich oder liefert allenfalls höchst ungenaue Ergebnisse. Also musste eine exakte Analyse erfolgen. Dazu wurden die identifizierten Einzelbälkchen des bogenförmigen Trabekelbündels als Geradenschar aufgefasst, die in der Frontalebene von medial nach lateral über den ganzen Knochenquerschnitt in je einem Zentimeter breiten Einzelabschnitten (Sektionen) betrachtet wurde.

Für jede dieser einzelnen Sektionen wurde zudem zwischen einer oberen (kranialen) und einer unteren (kaudalen) Hälfte noch weiter differenziert, um auch Unterschiede im Bündelverlauf aufdecken zu können, die zwischen einem kranialen und einem kaudalen Abschnitt vorliegen könnten. Dafür wurden anhand

des CT-Bildes die Konturen des bogenförmigen Bündels bestimmt. Dann wurde die Geradenschar beginnend an der medialen Begrenzung des Hüftkopfes in der Frontalebene in einzelne einen Zentimeter breite Abschnitte untergliedert und für jede dieser Abschnitte separat die nach medio-kaudal offenen Winkel gemessen, die die Einzelbälkchen zur Vertikalen bilden (vgl. Abb. III-8). Dass jeweils gerade die medio-kaudalen Winkel gemessen wurden, ist willkürlich; wichtig war lediglich, von den vier möglichen Winkeln, die sich zwischen den einzelnen Bälkchen und der Vertikalen ergeben, jeweils den Winkel mit gleicher Orientierung zu vermessen, um nur vergleichbare Winkel in die Mittelwertsberechnungen (sh. unten) einbeziehen zu können (diese Überlegung gilt für sämtliche Winkelmessungen, die für diese Arbeit erfolgten). Bälkchen, die eine Sektionsgrenze überschreiten, wurden in beiden Sektionen berücksichtigt.



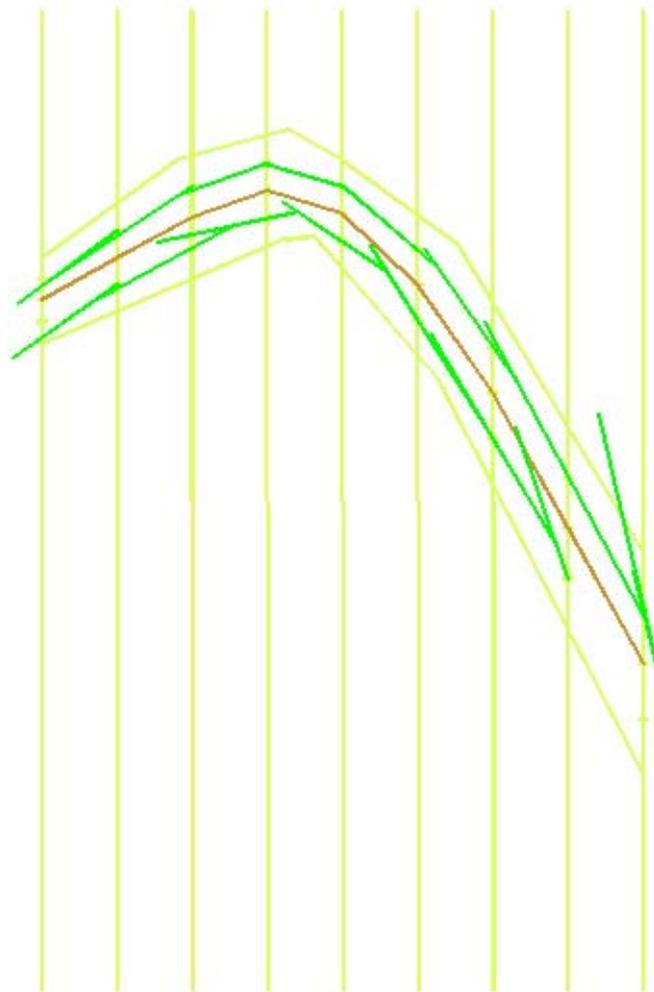
**Abb. III-8:** Einteilung in Einzelabschnitte (Sektionen).

Für jeden dieser Abschnitte wurde daraufhin (für kraniale und kaudale Sektionen getrennt) aus den Einzelwinkeln mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogramms EXCEL ein Mittelwert gebildet, der als sogenannter mittlerer Bälkchenwinkel am Mittelpunkt der jeweiligen rechtsseitigen (also lateralen) Abschnittsgrenze angetragen wurde (vgl. Abb. III-9). Dieser Punkt wurde ebenfalls willkürlich festgelegt. Wichtig war lediglich, eine Positionierung zu finden, die für jedes CT-Bild in gleicher Weise und möglichst *eindeutig* durchführbar war, damit Konstruktionsfehler vermieden werden und die einzelnen Femora verglichen werden konnten. Um also nicht nur den Verlauf, sondern auch die Position der Trabekel jeder einzelnen Sektion repräsentieren zu können, hätte man jeden Punkt innerhalb der jeweiligen Sektion bzw. ihrer Begrenzungslinien wählen können. Der

*Verlauf* des resultierenden Splines (sh. unten), an dem diese Arbeit in erster Linie interessiert ist, hätte sich dadurch nicht geändert.

Der mittlere Bälkchenwinkel repräsentiert einen Summationswinkel der in dem jeweiligen Abschnitt vorkommenden Einzelgeraden und kann daher als „Stellvertreter“ der vielen Einzelgeraden angenommen werden.

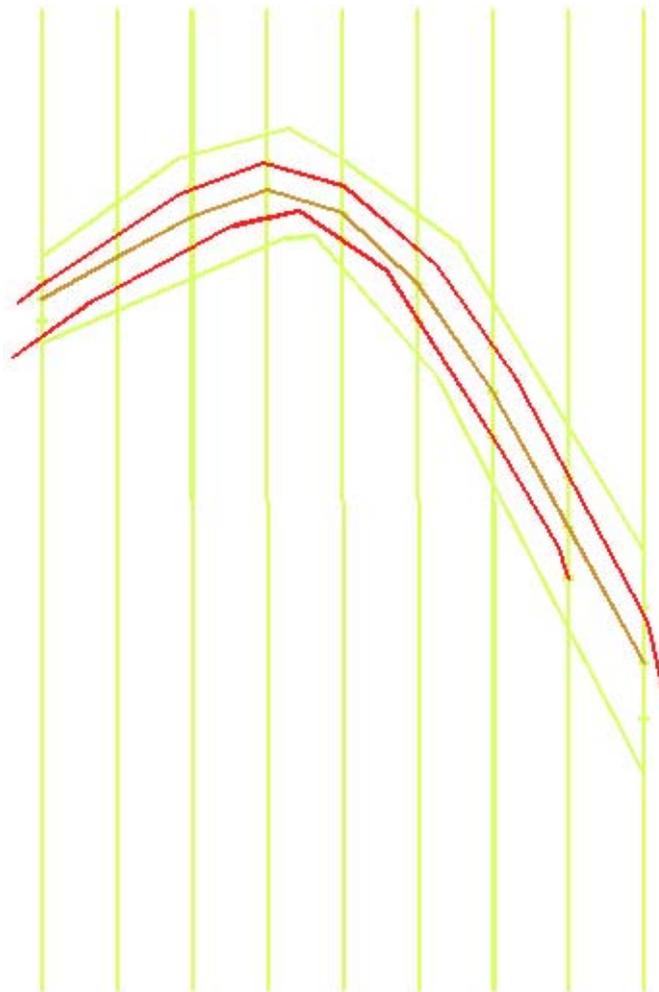
Weil es sich bei diesem Verfahren um eine Näherung im mathematischen Sinne handelt, werden diese durch Mittelwertberechnung bestimmten Einzelwinkel als *Winkel-Approximationen* bezeichnet.



**Abb. III-9:** Kraniale und kaudale Winkel-Approximationen des bogenförmigen Trabekelbündels (in grün); die braune Streckenfolge entspricht der Trennlinie, die die kranialen und kaudalen Sektionen voneinander scheidet.

### 4.3. Ermittlung der approximativen Streckenfolge und des Approximations-Splines

Um den Verlauf des Trabekelbündels in möglichst übersichtlicher Weise darstellen zu können, wurden die ermittelten Winkel-Approximationen zunächst in Form einer fortlaufenden Geradenfolge zusammengefasst. Dazu wurden zunächst die Schnittpunkte, die die einzelnen Winkel-Approximationen benachbarter Sektionen miteinander bilden, konstruktiv durch Bildung von Geradenverlängerungen ermittelt und anschließend durch eine stetige Streckenfolge verbunden (vgl. Abb. III-10).

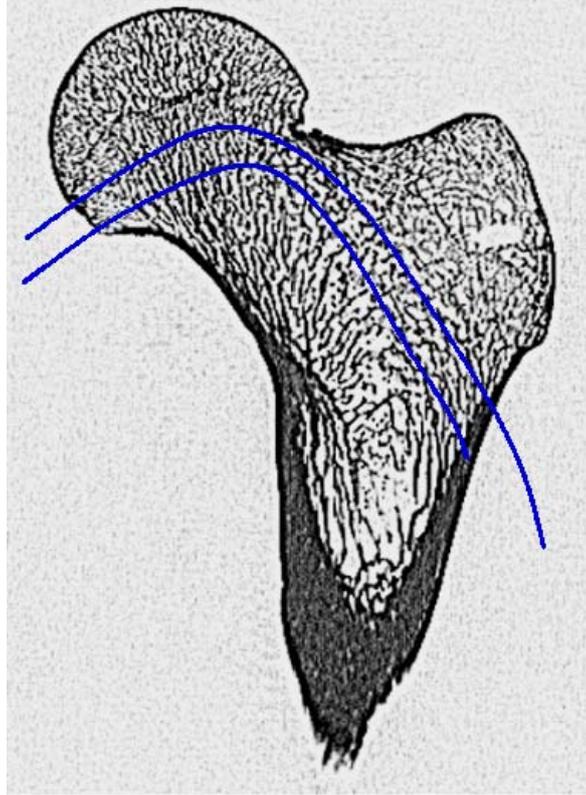


**Abb. III-10:** Darstellung des Verlaufs des bogenförmigen Trabekelbündels (in rot; für kraniale und kaudale Sektionen getrennt) in Form einer über Winkel-Approximation ermittelten stetigen Folge von Strecken.

Da das bogenförmige Trabekelbündel in natura in Form einer Kurve verläuft - dies ist bereits mit bloßem Auge feststellbar -, sollte auch die hier ermittelte abstrahierte Darstellung dessen Verlaufs dieser Kurvenform möglichst nahe kommen.

Um aus der eben erwähnten durch Winkel-Approximation erhaltenen stetigen Folge von Strecken eine dem tatsächlichen Trabekelbündelverlauf möglichst gleich kommende Kurve abzuleiten, wurden die einzelnen Eckpunkte der Streckenfolgen (dies sind eben die Schnittpunkte der jeweiligen Winkelapproximationen) als Einzelknoten aufgefasst, durch die ein kubischer Spline gelegt wurde. Ein kubischer Spline ist eine Interpolation von Einzelknoten  $(x_0, y_0), \dots, (x_n, y_n)$  in Form einer Kurve, wobei in jedem Teilintervall die Kurve durch ein Polynom vom Grad  $\leq 3$  gebildet wird. In jedem Schnittpunkt entsprechen sich die jeweiligen Kurven in der ersten und zweiten Ableitung. Das bedeutet, dass ein solcher kubischer Spline eine Kurve produziert, die möglichst „sanft“ durch die Einzelknoten hindurchgeht, so dass lediglich die in der Streckenfolge vorliegenden Ecken „geglättet“ [73] werden und somit das Ergebnis dem tatsächlichen Trabekelbündelverlauf am nächsten kommt.

Diese Splines, die für die kranialen und kaudalen Sektionen jeweils getrennt bestimmt wurden, konnten nun direkt über den jeweiligen CT-Schnitt projiziert werden (vgl. Abb. III-11).



**Abb. III-11:** Darstellung der Splines der kranialen und kaudalen Hälfte des bogenförmigen Trabekelbündels, projiziert über den zugrunde liegenden CT-Schnitt.

Auf diese Weise wurden für 49 CT-Schnitte kraniale und kaudale Splines ermittelt.

#### 4.4. Bestimmung der Summationssplines

Aus den Einzelsplines, die für die zehn Femora bestimmt werden konnten, sollte je ein Summationsspline gebildet werden, der das Mittel des Verlaufs der 49 kranialen und der 49 kaudalen Splines darstellt. Dazu wurden die Werte der Einzelwinkel der Bälkchen der bogenförmigen Trabekelbündel gemäß der eben beschriebenen Methodik einem Mittelungsprozess unterworfen.

Weil aber die einzelnen Schenkelhalslängen für die zehn Femora nicht gleich waren, musste ein vereinheitlichendes Merkmal zwischen den Einzelknochen bestimmt werden, mit Hilfe dessen festgelegt werden konnte, welche Sektion des einen mit welcher Sektion des anderen Knochens sinnvoll verglichen werden konnte. Die Einzelsplines weisen alle die Eigenschaft auf, dass ein mehr oder

weniger nach kranial ansteigender Bereich mit einem mehr oder weniger nach kaudal abfallenden über eine mehr oder weniger starke Krümmung verbunden ist. Für jeden Knochen wurden daher jene beiden benachbarten Sektionen bestimmt, bei denen der Unterschied zwischen der Größe des ansteigenden Winkels der einen Sektion zum absteigenden Winkel der anderen Sektion am größten war. Diese beiden Sektionen stellten also jeweils den Bereich der größten Krümmung dar, von dem ausgehend nun sämtliche gemessenen Einzelwinkel aller Bälkchen zur Vertikalen aller zehn Knochen sektionsweise links und rechts flankierend angetragen werden konnten.

Nach sektionsorientierter Mittelwertsberechnung dieser Winkel zur Vertikalen wurde ein Summationsspline sowohl für die kranialen als auch für die kaudalen Sektionen sowie ein Gesamt-Summationsspline als Mittelung der kranialen und kaudalen Summationssplines bestimmt, der als ein Endergebnis der Untersuchung betrachtet werden kann. Somit war es möglich, den durchschnittlichen Verlauf der bogenförmigen Trabekelbündel aller untersuchten zehn Femora als abstrahierte Mittelung darzustellen und in eine Standard-Femur-Maske<sup>3</sup> einzupassen.

#### **4.5. Bestimmung der Winkel zwischen den einzelnen Trabekelbündeln**

Zur vollständigen Betrachtung der Trabekelarchitektur am proximalen Femur wurden auch die Winkel bestimmt, unter welchen das mediale und bogenförmige sowie das trochantäre und bogenförmige Trabekelbündel aufeinander treffen.

Dazu wurden sämtliche nach medio-kaudal offenen Winkel (aus der Analyse aller CT-Schnitte der zehn betrachteten Knochen) berücksichtigt, die die Einzelbälkchen der drei Trabekelbündel jeweils miteinander bilden (vgl. Abb. III-12).

---

<sup>3</sup> Als Standard-Femur-Maske wird hier ein qualitatives Zeichenmodell des proximalen Femurs bezeichnet (vgl. Abb. IV-32).



**Abb. III-12:** Darstellung der Bälkchen des medialen (in blau), trochantären (in violett) und bogenförmigen (in rosa) Trabekelbündels; zwischen den Einzelbälkchen des medialen und bogenförmigen Bündels und zwischen denen des trochantären und bogenförmigen Bündels lassen sich Schnittpunkte ermitteln. Hier wurden die nach medio-kaudal offenen Winkel gemessen.

Für diese Winkel (sämtlicher betrachteter CT-Schnitte) wurden wiederum Mittelwerte gebildet: zum einen sektionsorientiert, um eventuell unterschiedliche Winkel zwischen den Trabekelbündeln im Verlauf von medial nach lateral ermitteln zu können, und dann schließlich der Mittelwert jeweils aller Winkel, die zwischen Bälkchen entweder des trochantären und des bogenförmigen oder des medialen und des bogenförmigen Trabekelbündels gebildet werden.

Somit konnten über die Winkel zwischen den Einzelbälkchen der drei Bündel und dem vorher ermittelten Verlauf des bogenförmigen Bündels auch die Verläufe des medialen und trochantären Bündels in der Standard-Femur-Maske in Form von Linien visualisiert werden, die in denjenigen Winkeln zum bogenförmigen Bündel

angetragen wurden, die sich nach Mittelung aller gemessenen Einzelwinkel ergeben (sh. oben). Ein solches Vorgehen war deshalb möglich, da das mediale und das trochantäre Bündel selbst nicht bogenförmig verlaufen, sondern weitestgehend in einer Richtung: das mediale Bündel verläuft von medio-kranial nach latero-kaudal, das trochantäre von latero-kranial nach medio-kaudal. Also können deren Verläufe (zumindest für die Zwecke der vorliegenden Arbeit) durch deren Winkel zum bogenförmigen Bündel ausreichend beschrieben werden.

#### **4.6. Ermittlung der Winkel zwischen Bälkchen des medialen Trabekelbündels und der Hüftkopfepiphyse**

Es sollte analysiert werden, unter welchem Winkel das mediale Trabekelbündel auf die Epiphyse des Hüftkopfes auftrifft. Dazu konnten aber nur jene Bereiche herangezogen werden, in denen die Epiphysenfuge auch deutlich abgrenzbar war. Diese Abschnitte wurden in allen CT-Schnitten bestimmt und anschließend sämtliche nach medio-kaudal offenen Winkel gemessen, die Knochenbälkchen des medialen Trabekelbündels mit der Epiphyse eingehen.

## **IV Ergebnisse der eigenen Untersuchungen**

### **1. Analyse des bogenförmigen Trabekelbündels**

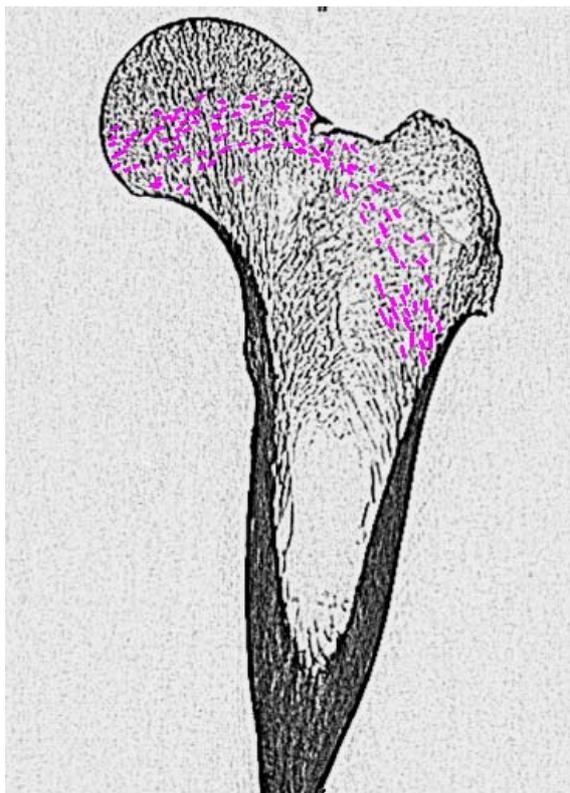
#### **1.1. Ermittelte Einzelbälkchen**

Die eigentliche Arbeitsgrundlage für die Analyse der Trabekelarchitektur mittels der hier vorgestellten Methodik (RATA) ist die Identifikation der zu den jeweiligen Bündeln gehörigen Einzelbälkchen, welche mit Hilfe von CT-Schnitten erfolgte. In Bezug auf das bogenförmige Trabekelbündel konnten in jedem CT-Schnitt jeweils vom unteren Femurkopf bis zur lateralen Kortikalis Einzelbälkchen identifiziert werden, die dem Verlauf dieses Bündels entsprechen.

Dabei war auffällig, dass die Einzelbälkchen dieses Trabekelbündels durchgängig weniger leicht zu identifizieren waren als beispielsweise jene des medialen Trabekelbündels.

Hierbei muss aber berücksichtigt werden, dass es sich bei allen untersuchten Femora um solche älterer Menschen handelte, bei denen gewisse osteoporotische Veränderungen angenommen werden können, wobei die Bälkchen der in dieser Arbeit als bogenförmiges Trabekelbündel bezeichneten Struktur sehr früh degenerieren [101]. Damit ist zum einen erklärt, warum die angesprochenen Einzelbälkchen weniger ausgeprägt erschienen, zum anderen aber scheint es somit auch zulässig, die ermittelten Bälkchen als Teil des (ehemals prominenteren) bogenförmigen Trabekelbündels zu betrachten.

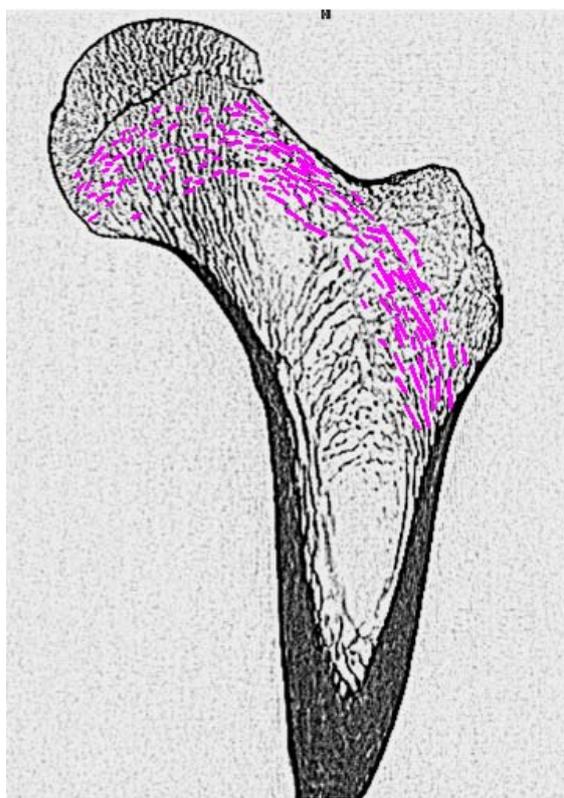
Um im Folgenden die Übersicht nicht zu gefährden, wird im Rahmen des Ergebnisteils von jedem Femur jeweils nur ein ausgewählter CT-Schnitt präsentiert, die restlichen CT-Schnitt-Analysen finden sich im Anhang dieser Arbeit.



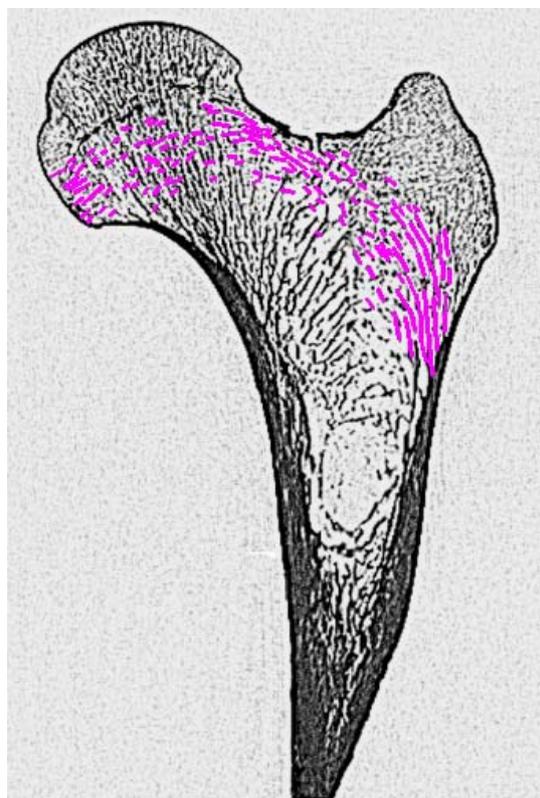
**Abb. IV-1:** Femur 1, CT-Schnitt 93, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



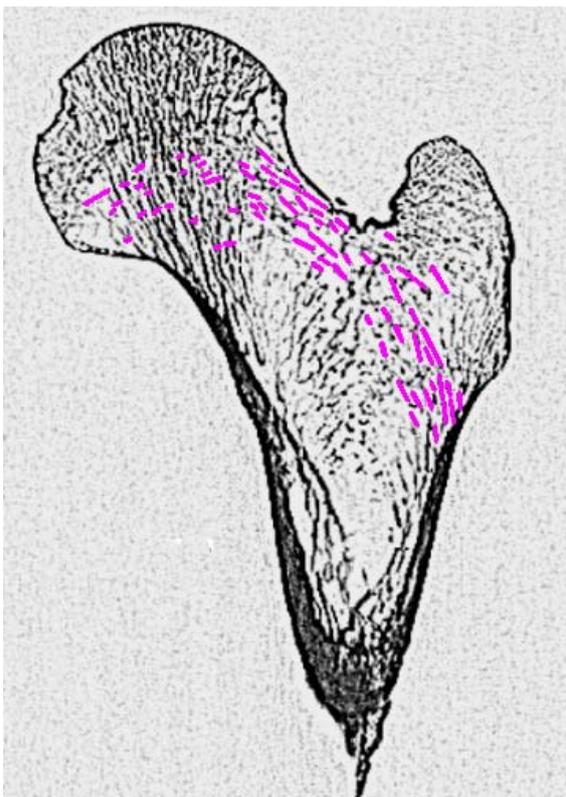
**Abb. IV-2:** Femur 2, CT-Schnitt 89, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



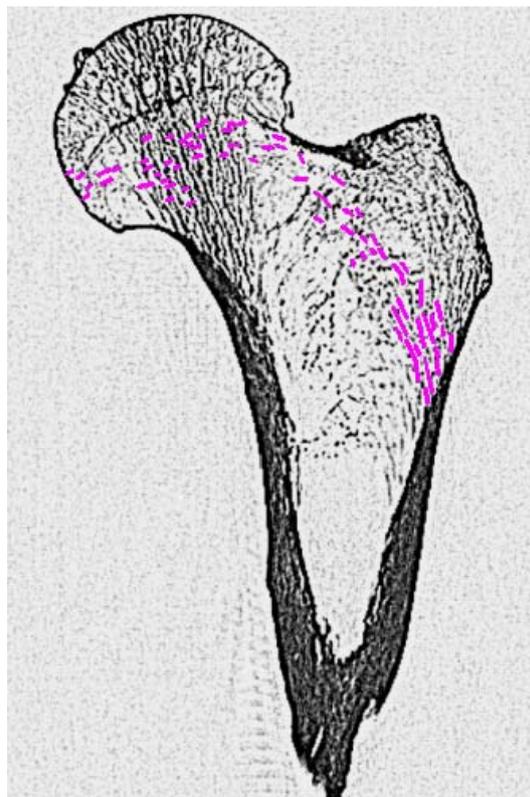
**Abb. IV-3:** Femur 3, CT-Schnitt 99, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



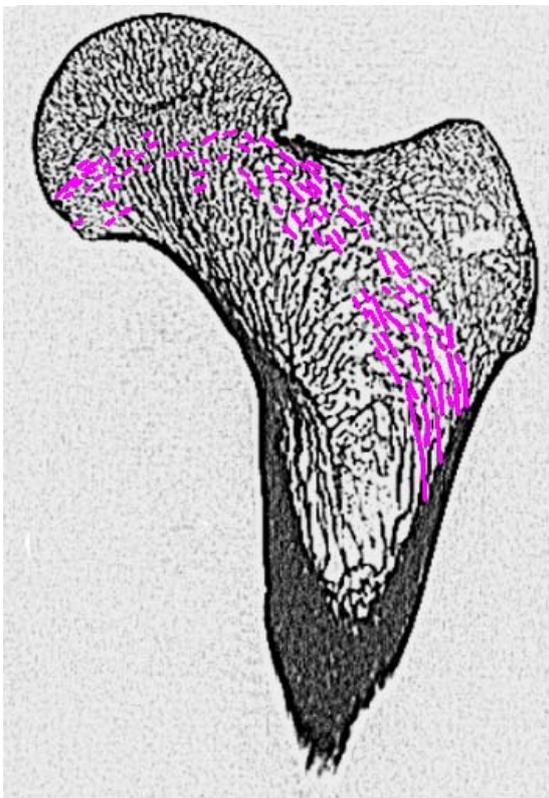
**Abb. IV-4:** Femur 4, CT-Schnitt 100, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



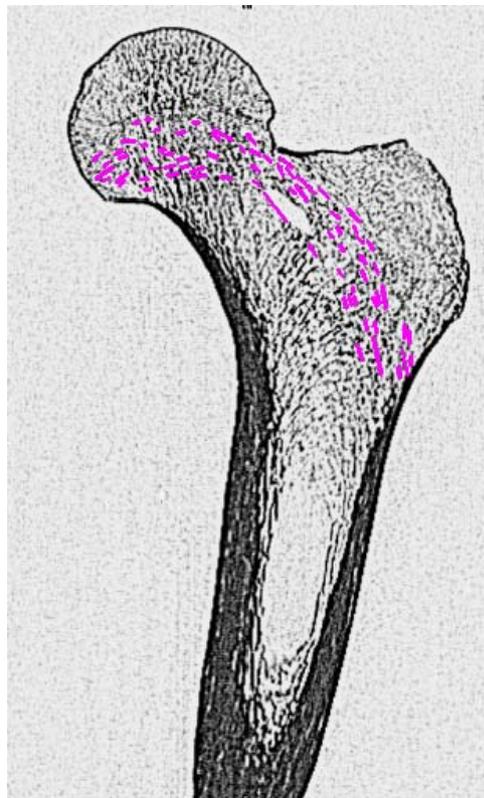
**Abb. IV-5:** Femur 5, CT-Schnitt 115, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



**Abb. IV-6:** Femur 6, CT-Schnitt 185, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



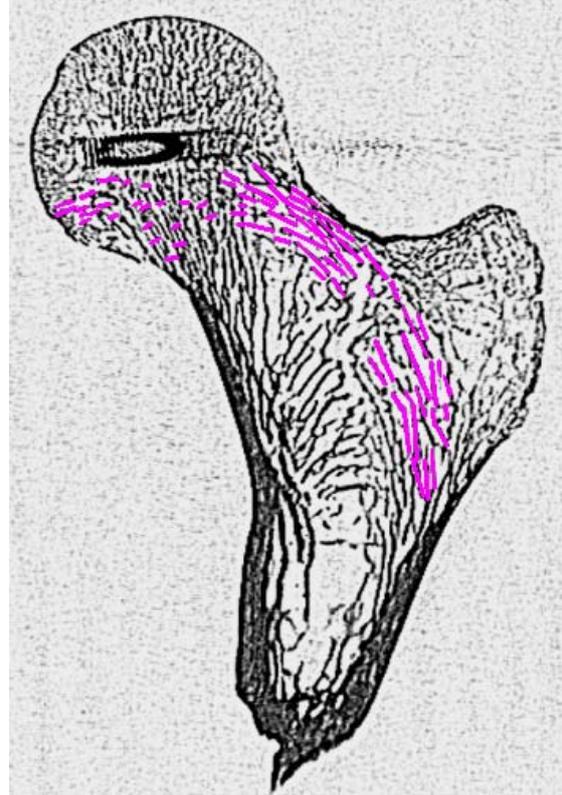
**Abb. IV-7:** Femur 7, CT-Schnitt 126, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



**Abb. IV-8:** Femur 8, CT-Schnitt 68, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



**Abb. IV-9:** Femur 9, CT-Schnitt 72, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



**Abb. IV-10:** Femur 10, CT-Schnitt 75, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.

## 1.2. Winkel der identifizierten Einzelbälkchen zur Senkrechten

Die ermittelten Einzelbälkchen dienen als Grundlage für die Analyse des Verlaufs des bogenförmigen Trabekelbündels. Dazu wurden zunächst die medio-kaudalen Winkel gemessen, die die Bälkchen mit der Senkrechten bilden. Da die Sektionen von medial nach lateral ansteigend durchnummeriert wurden, ist es unter Berücksichtigung des Verlaufs des Bündels verständlich, dass die einzelnen Winkel von medial nach lateral jeweils zunehmen.

Danach wurde der Mittelwert der gemessenen Einzelwinkel für jede Sektion - kraniale und kaudale Sektionen wurden getrennt betrachtet - ermittelt und im weiteren Verlauf nur noch mit diesen Mittelwerten weitergearbeitet. Dabei konnten für jeden untersuchten CT-Schnitt zwei benachbarte Sektionen identifiziert werden, zwischen denen die Differenz der Mittelwerte der Einzelwinkel im Vergleich zu den

Differenzen zwischen den anderen jeweils benachbarten Sektionen des jeweiligen CT-Schnittes am größten war. Im Bereich dieser Sektionen lag also der Übergang zwischen einem medialen und einem trochantären Abschnitt des bogenförmigen Trabekelbündels (vgl. Kapitel III.4.4).

Im Folgenden ist als Beispiel für das eben erwähnte Vorgehen die EXCEL-Tabelle der ermittelten Einzelwinkel für die kranialen Sektionen von Femur 7, CT-Schnitt 126, abgedruckt. Die Differenz zwischen den Mittelwerten („average“) von Sektion 3 und 4 ist mit 36,39° (vgl. Abb. IV-11) am größten und entspricht damit dem Bereich der größten Krümmung im Verlauf des bogenförmigen Trabekelbündels in dem hier betrachteten CT-Schnitt.

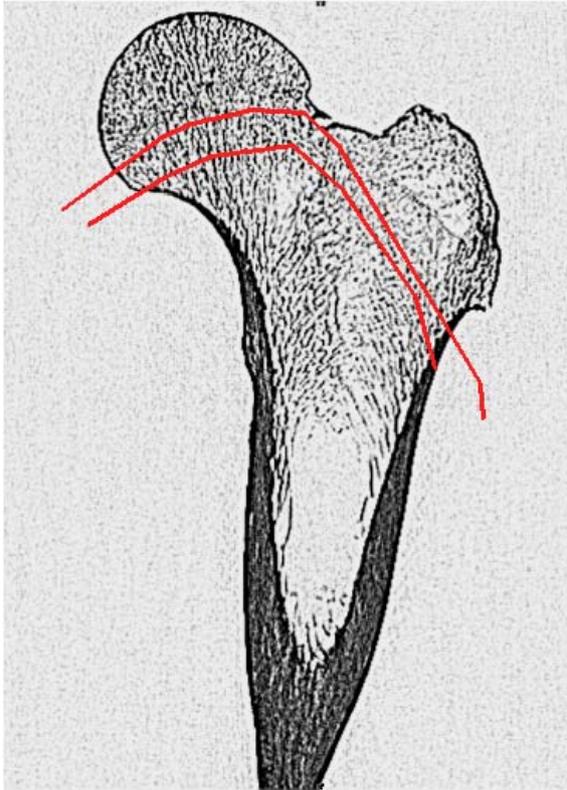
	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	45,55	57,86	65,29	56,12	126,67	129,35	142,27	163,18
<b>angle 2</b>	57,16	69,14	82,94	77,68	128,89	144,22	142,01	166,67
<b>angle 3</b>	48,64	43,51	69,5	64,6	119,28	130,79	132,94	154,24
<b>angle 4</b>	57,86	53,19	75,44	119,81	136,77	143,19	132,05	175,76
<b>angle 5</b>	69,14	59,1	56,12	137,66	125,05	154,15	132,83	175,56
<b>angle 6</b>	43,51	51,9		126,67	118,13	163,87	133,66	
<b>angle 7</b>		43,32		161,21	145,24	161,09	159,68	
<b>angle 8</b>		46,53			132,05	157,52	165,26	
<b>angle 9</b>		82,47			124,46	127,63	157,54	
<b>angle 10</b>		46,46			142,76		162,61	
<b>angle 11</b>		64,71			136,91		167,26	
<b>angle 12</b>		51,4					165,26	
<b>angle 13</b>		54,22					135,06	
<b>angle 14</b>		58,05					139,96	
<b>angle 15</b>		65,29					158,26	
<b>angle 16</b>		59,8					176,74	
<b>angle 17</b>							163,18	
<b>angle 18</b>							166,67	
<b>angle 19</b>								
<b>angle 20</b>								
<b>angle 21</b>								
<b>AVERAGE</b>	53,64	56,68	69,86	106,25	130,56	145,76	151,85	167,08
<b><math>\Delta[s_i - s_{(i-1)}]</math></b>		3,04	13,17	36,39	24,31	15,19	6,09	15,24

**Abb. IV-11: Ermittelte Einzelwinkel der Bälkchen des bogenförmigen Trabekelbündels zur Senkrechten und die sektionsorientiert berechneten Mittelwerte („average“) für Femur 7, CT-Schnitt 126, kraniale Sektionen;  $\Delta[s_i - s_{(i-1)}]$  bezeichnet die Differenz je zweier benachbarter Mittelwerte.**

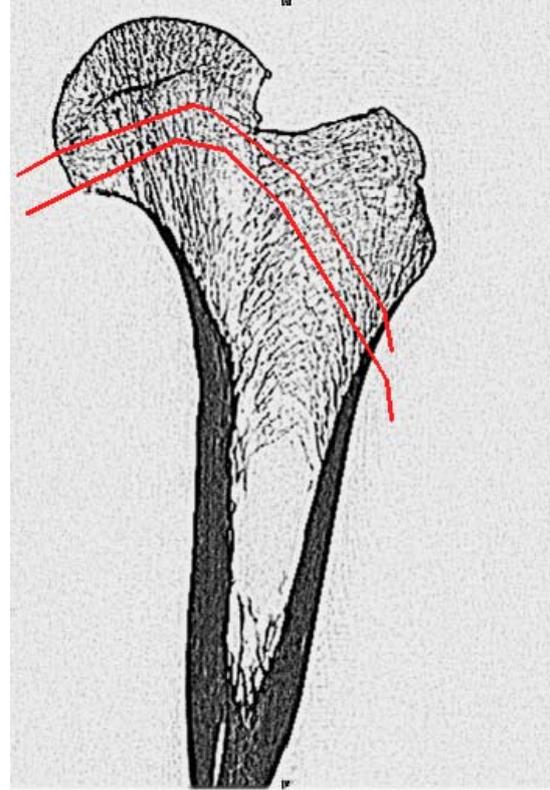
Die gemessenen Einzelwerte aller CT-Schnitte sind im Anhang der vorliegenden Arbeit aufgelistet.

### **1.3. Ermittelte approximative Streckenfolgen der kranialen und kaudalen Sektionen**

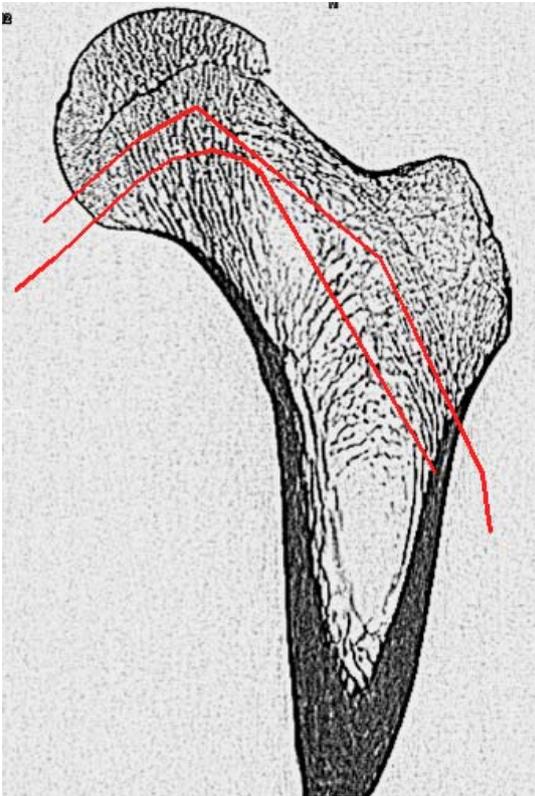
Auf der Grundlage der durch das eben beschriebene Vorgehen erhaltenen Mittelwerte wurde nun der Verlauf des bogenförmigen Bündels in Form einer Streckenfolge dargestellt. Dabei wurden der kraniale und der kaudale Abschnitt jeweils getrennt betrachtet. Für die ausgewählten CT-Schnitte ergaben sich nachfolgend abgebildete approximative Streckenfolgen.



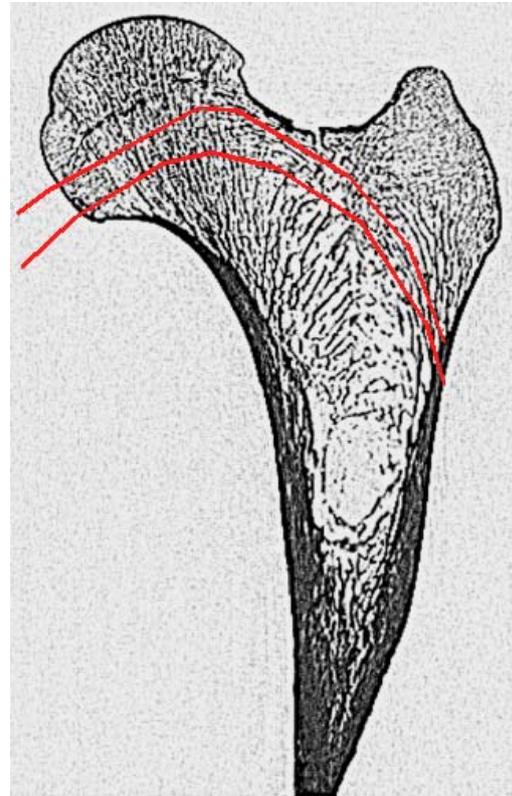
**Abb. IV-12:** Femur 1, CT-Schnitt 93, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



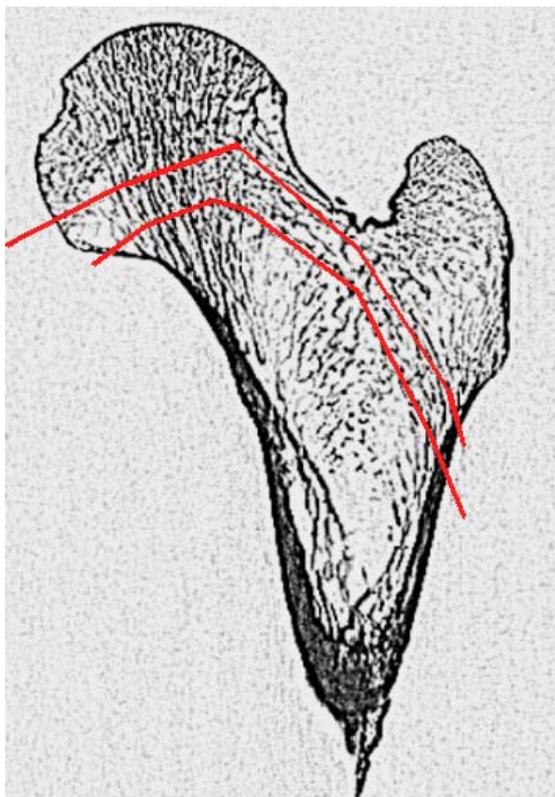
**Abb. IV-13:** Femur 2, CT-Schnitt 89, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



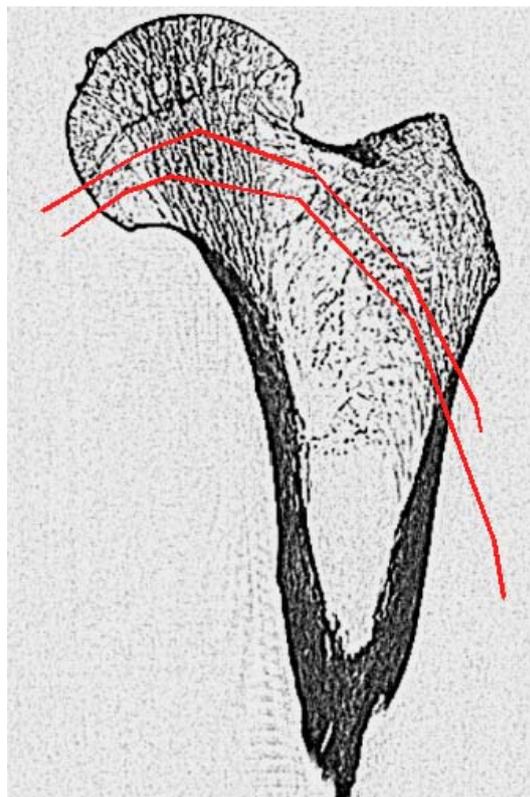
**Abb. IV-14:** Femur 3, CT-Schnitt 99, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



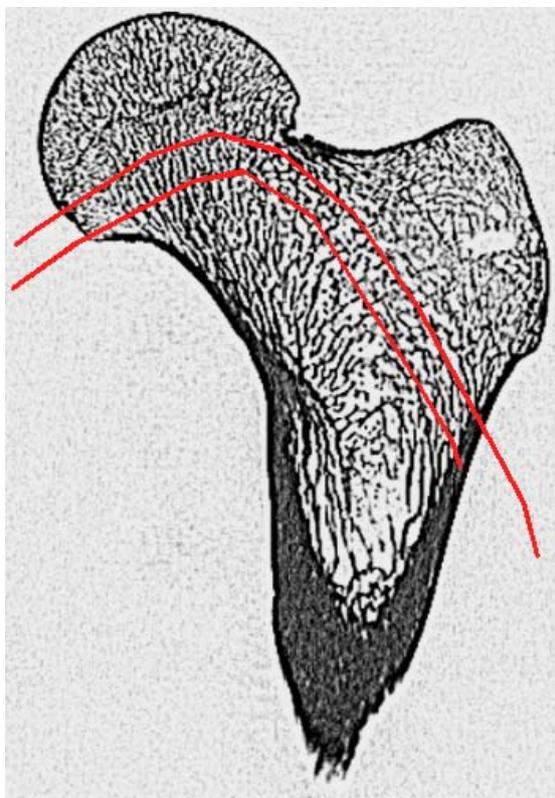
**Abb. IV-15:** Femur 4, CT-Schnitt 100, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



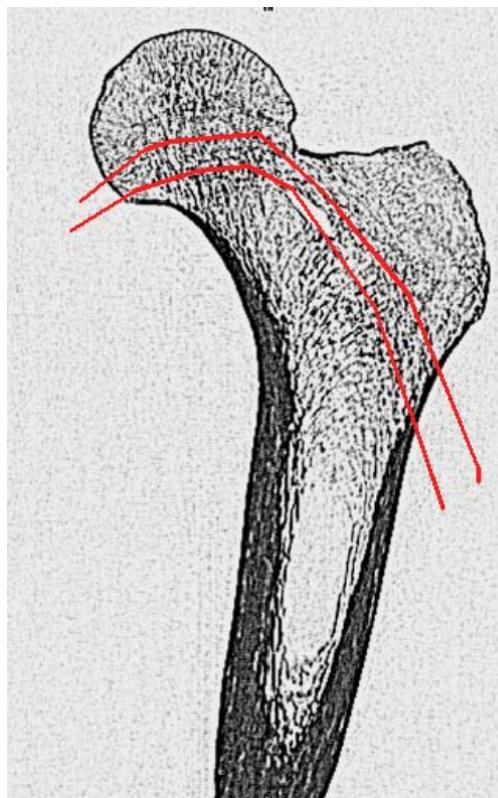
**Abb. IV-16:** Femur 5, CT-Schnitt 115, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



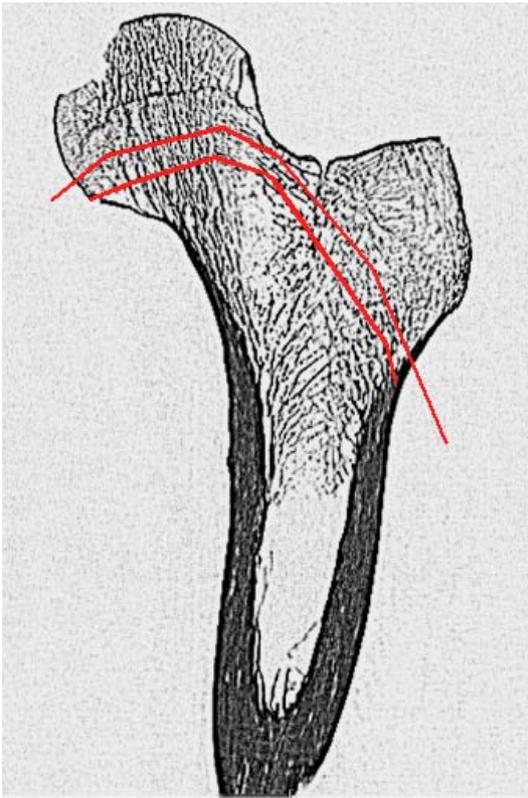
**Abb. IV-17:** Femur 6, CT-Schnitt 185, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



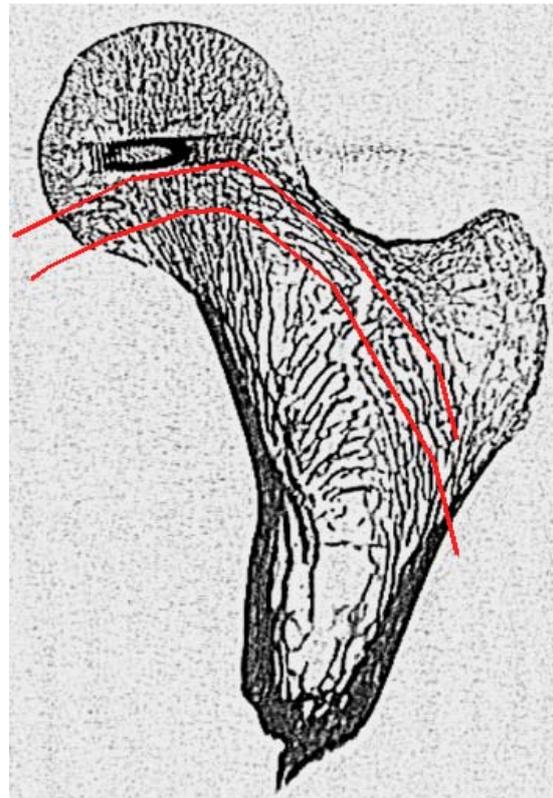
**Abb. IV-18:** Femur 7, CT-Schnitt 126, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



**Abb. IV-19:** Femur 8, CT-Schnitt 68, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



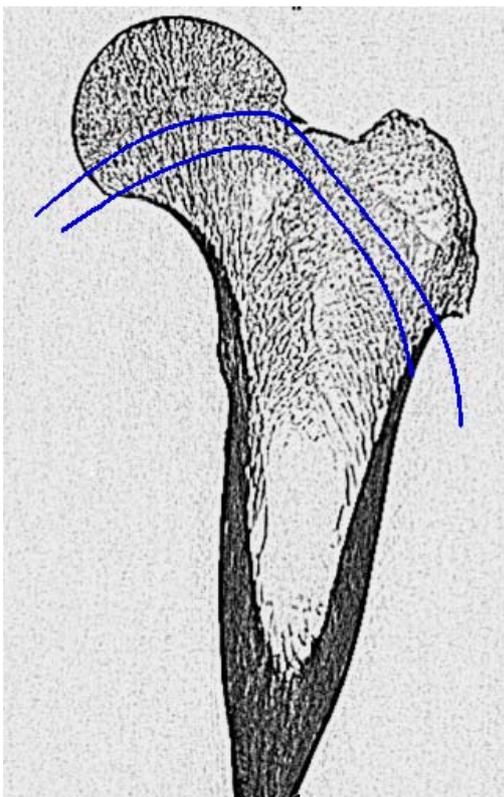
**Abb. IV-20:** Femur 9, CT-Schnitt 72, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



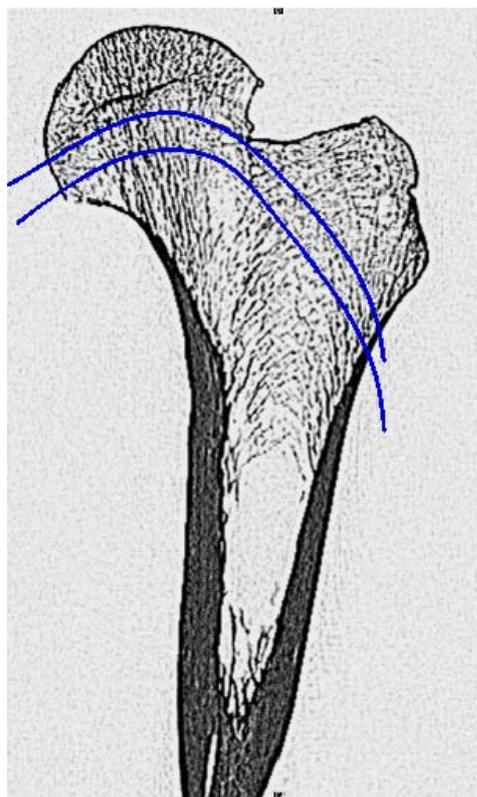
**Abb. IV-21:** Femur 10, CT-Schnitt 75, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).

#### 1.4. Ermittelte Spline-Interpolationen der kranialen und kaudalen Sektionen

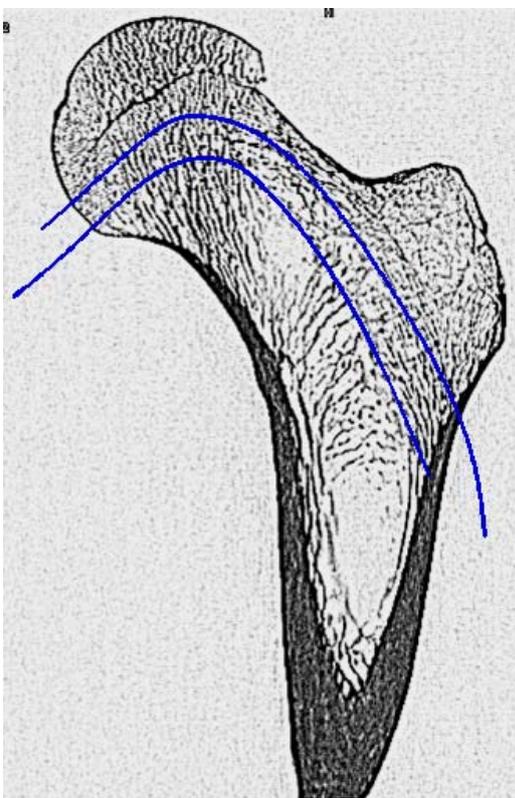
Gemäß dem im Methodenteil besprochenen Verfahren wurden durch die die Streckenfolge definierenden Knoten für jeden CT-Schnitt die kranialen und kaudalen Anteile des bogenförmigen Trabekelbündels in Form eines Splines dargestellt. Im Folgenden sind diese Einzelsplines für die ausgewählten CT-Schnitte abgebildet, die restlichen Spline-Interpolationen finden sich wiederum im Anhang dieser Arbeit.



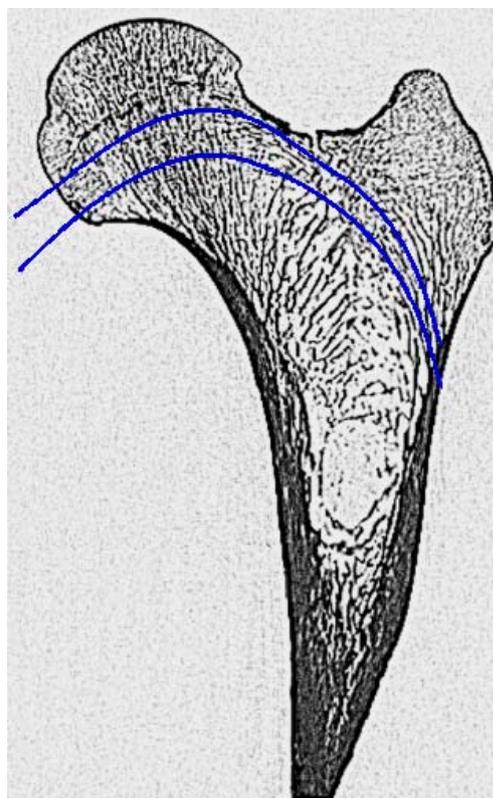
**Abb. IV-22:** Femur 1, CT-Schnitt 93, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



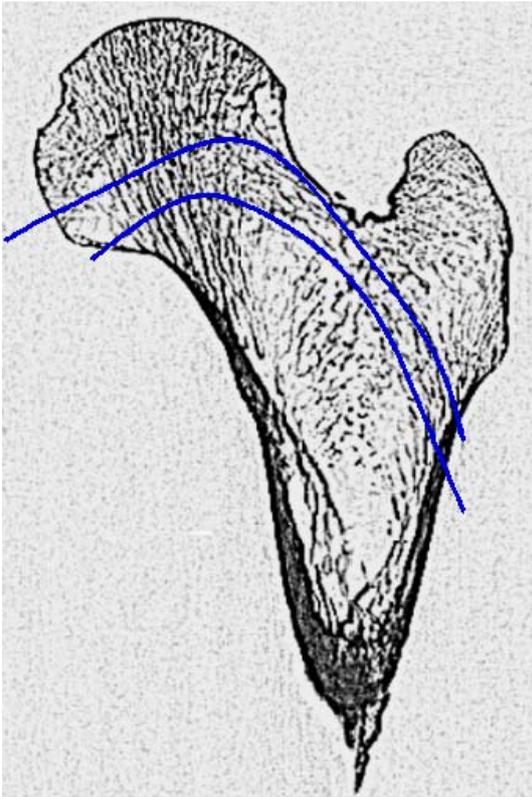
**Abb. IV-23:** Femur 2, CT-Schnitt 89, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



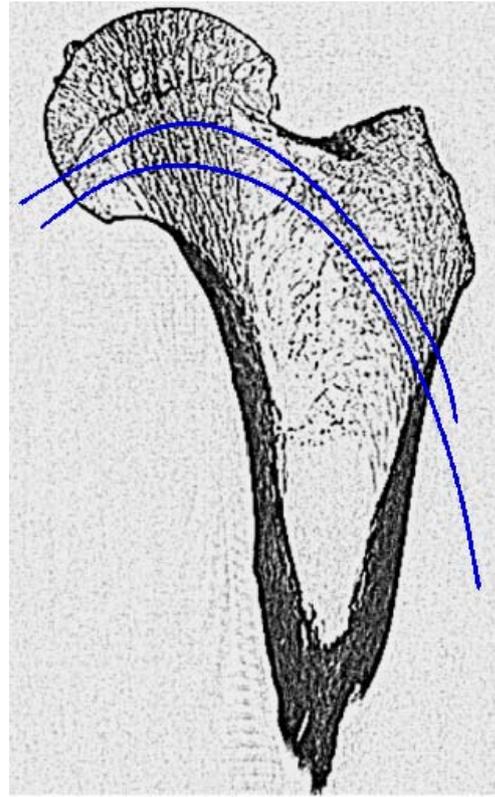
**Abb. IV-24:** Femur 3, CT-Schnitt 99, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



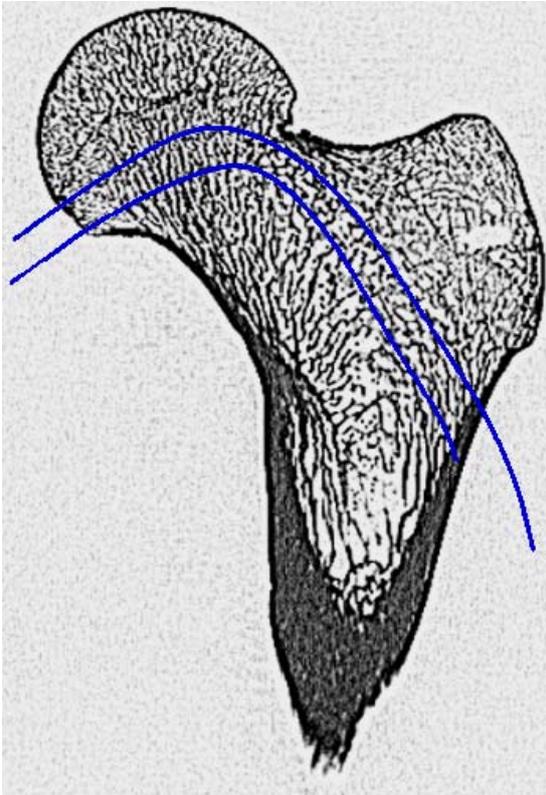
**Abb. IV-25:** Femur 4, CT-Schnitt 100, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



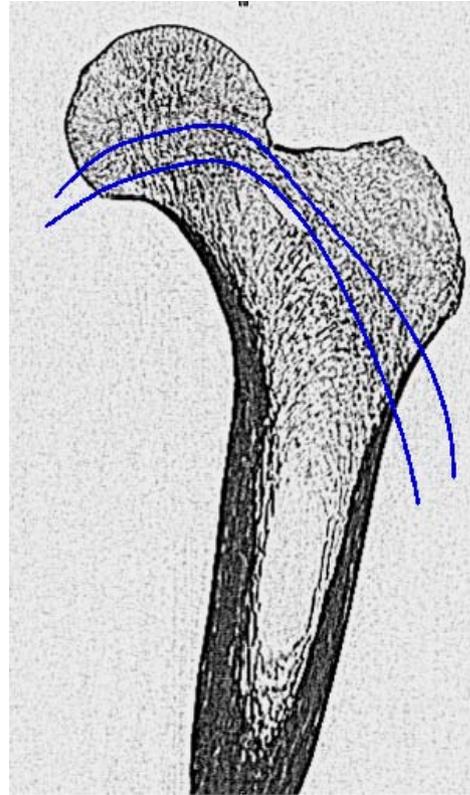
**Abb. IV-26:** Femur 5, CT-Schnitt 115, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



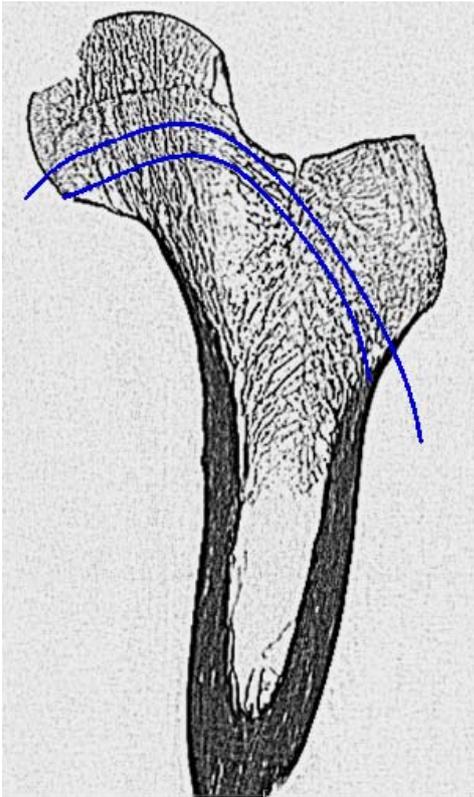
**Abb. IV-27:** Femur 6, CT-Schnitt 185, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



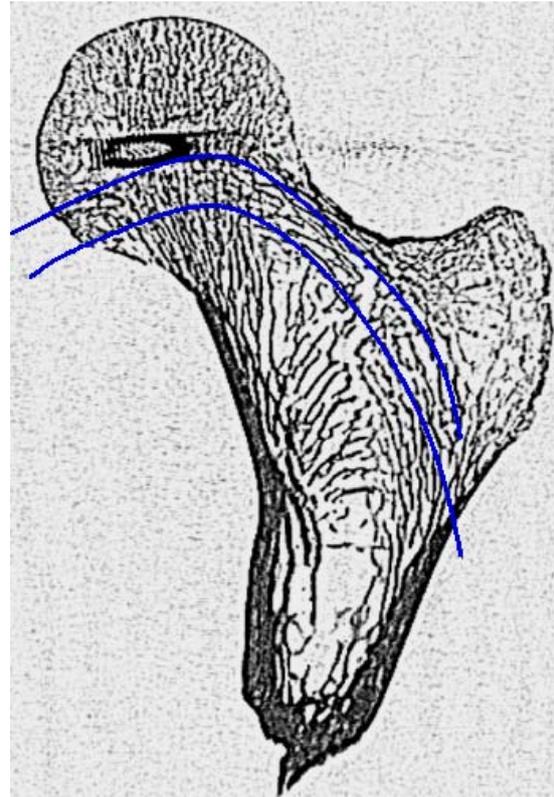
**Abb. IV-28:** Femur 7, CT-Schnitt 126, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



**Abb. IV-29:** Femur 8, CT-Schnitt 68, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



**Abb. IV-30:** Femur 9, CT-Schnitt 72, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



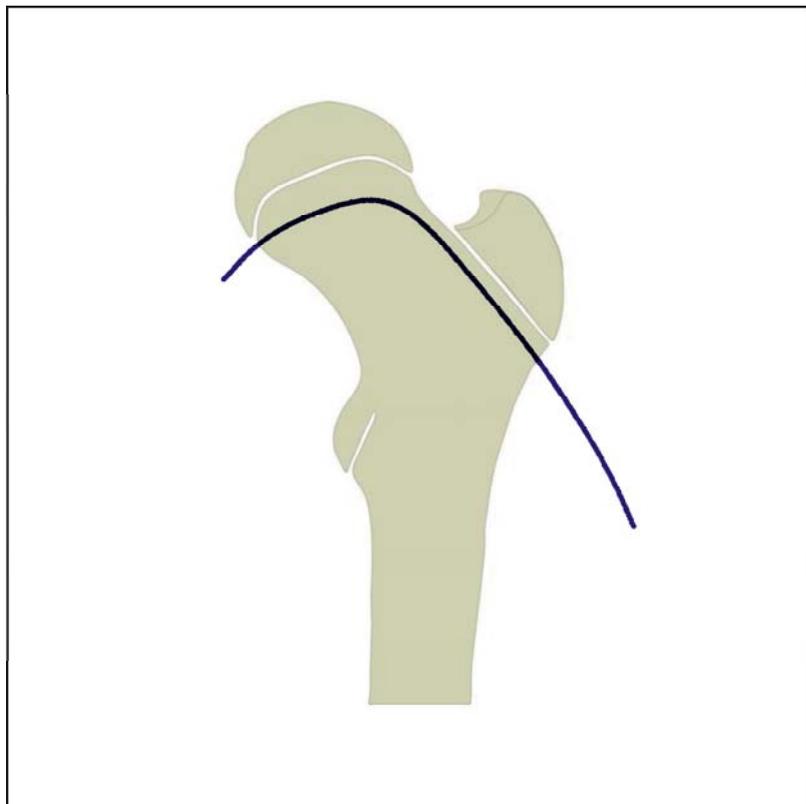
**Abb. IV-31:** Femur 10, CT-Schnitt 75, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.

Wie bei den obigen Abbildungen zu erkennen ist, stellt sich der approximative Verlauf des bogenförmigen Trabekelbündels für alle CT-Schnitte sowohl in den kranialen wie auch den kaudalen Anteilen in etwa gleich dar: ein aufsteigender lateraler Teil im Bereich des Trochanter major und des Schenkelhalses und ein etwas abgeflachter Anteil im unteren Hüftkopf.

Damit unterscheidet sich der ermittelte Verlauf deutlich von in der Literatur zu findenden Schemazeichnungen (beispielsweise in [101]): das bogenförmige Trabekelbündel scheint eben nicht in einer glatten sanften Krümmung vom lateralen Schaftbereich in die Basis des Hüftkopfes aufzusteigen, sondern zeigt einen Bereich deutlich stärkerer Krümmung an der lateralen Hüftkopfbasis zwischen zwei Bündelabschnitten, in denen sich der Verlauf jeweils nahezu wie eine Gerade darstellt .

## 1.5. Bestimmung des Summationssplines der kranialen Sektionen

Es wurden für die 49 untersuchten CT-Schnitte Splines jeweils für den kranialen und den kaudalen Bereich des bogenförmigen Trabekelbündels ermittelt. Um diese Datenmenge sinnvoll zusammenzufassen, wurde aus den Einzelwinkeln gemäß dem im Methodenteil beschriebenen Verfahren ein Summationsspline, also ein Mittelwert aller identifizierten Splines, berechnet, der dann in eine Standard-Femur-Maske eingepasst wurde<sup>4</sup>. Für den kranialen Summationsspline aller analysierter CT-Schnitte konnten 2802 gemessene Einzelwinkel berücksichtigt werden (vgl. Abb. IV-32).



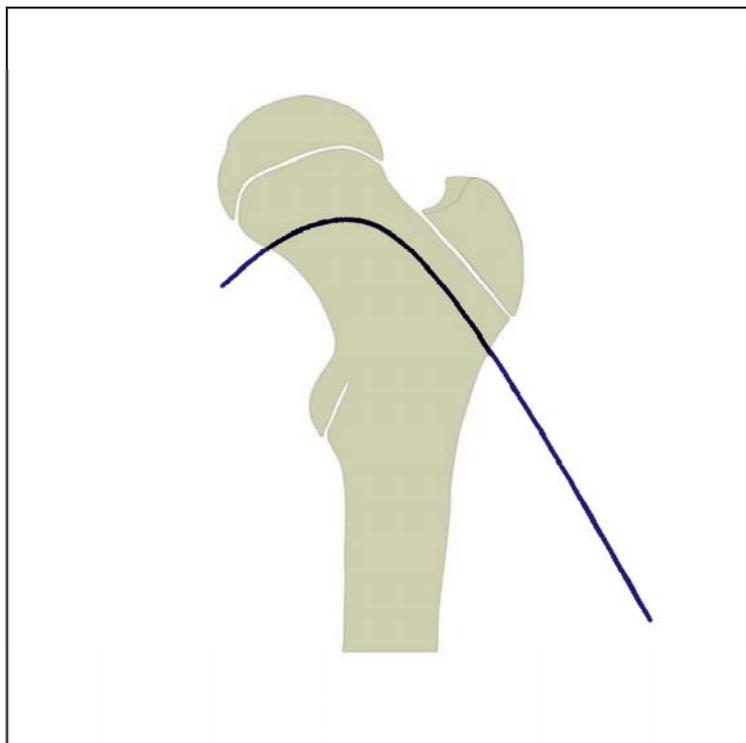
**Abb. IV-32: Summationsspline der kranialen Sektionen des bogenförmigen Trabekelbündels in einer Standard-Femur-Maske.**

<sup>4</sup> Als Standard-Femur-Maske wird hier ein qualitatives Zeichenmodell des proximalen Femurs bezeichnet. Die Positionierung des Summationssplines in diesem Modell erfolgte rein qualitativ; die Standard-Femur-Maske entspricht größenmäßig nicht den hier untersuchten Femora, daher ist das eingezeichnete Bündel auch verhältnismäßig zu lang. Da der ermittelte Verlauf des bogenförmigen Trabekelbündels aber sowohl im Hüftkopf- als auch im Schenkelhals- und Trochanterbereich annähernd wie eine Gerade verläuft, war es nur wichtig, den Umlenkpunkt hier im Schema an der lateralen Hüftkopfbasis zu positionieren.

In der Zusammenfassung des Verlaufs des kranialen Anteils des bogenförmigen Trabekelbündels bestätigt sich der bereits in Kapitel IV.1.4 beschriebene tatsächliche Verlauf.

### 1.6. Bestimmung des Summationssplines der kaudalen Sektionen

In gleicher Weise wurde auch für die kaudalen Sektionen ein Summationsspline als Näherung für den Verlauf des bogenförmigen Bündels im kaudalen Bereich ermittelt. Zur Ermittlung dieses kaudalen Summationssplines haben 2037 gemessene Einzelwinkel beigetragen (vgl. Abb. IV-33).



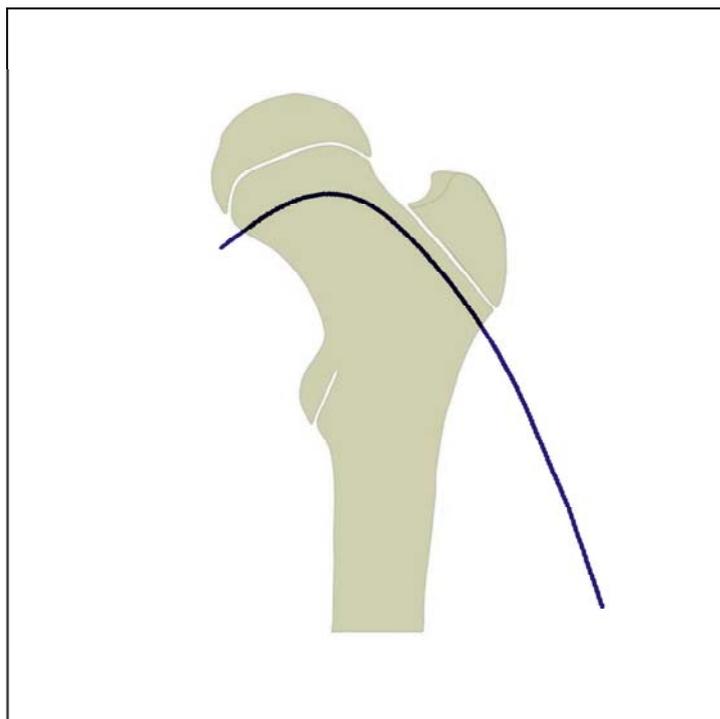
**Abb. IV-33:** Summationsspline der kaudalen Sektionen des bogenförmigen Trabekelbündels in einer Standard-Femur-Maske<sup>5</sup>.

<sup>5</sup> vgl. Fußnoten 3 und 4.

Auch im kaudalen Bereich stellt sich der Verlauf des bogenförmigen Trabekelbündels ähnlich wie im kranialen Abschnitt dar: man erkennt einen annähernd wie eine Gerade sich darstellenden lateralen ansteigenden Anteil, der durch eine relativ starke Krümmung mit einem ebenfalls nahezu geradenähnlich sich präsentierenden an der Basis des Hüftkopfes verlaufenden Anteil verbunden ist.

### **1.7. Bestimmung des Gesamt-Summationssplines**

Da sich den eben vorgestellten Ergebnissen zufolge sowohl für den kranialen als auch für den kaudalen Anteil des bogenförmigen Trabekelbündels der gleiche Grobverlauf ergibt, ist es statthaft, einen Gesamt-Summationsspline zu berechnen (gemäß dem in Kapitel III.4.4 beschriebenen Verfahren), für den die gemessenen Einzelwinkel sowohl des kranialen als auch des kaudalen Anteils aller untersuchten CT-Schnitte, also insgesamt 4839 Winkel, berücksichtigt wurden. Der ermittelte Spline wird wiederum in die Standard-Femur-Maske eingepasst (vgl. Abb. IV-34).



**Abb. IV-34:** Gesamt-Summationsspline des bogenförmigen Trabekelbündels in einer Standard-Femur-Maske<sup>6</sup>.

Dies ist der abschließend mittels RATA ermittelte Verlauf des bogenförmigen Trabekelbündels; auch dieser entspricht dem in Kapitel IV.1.4 beschriebenen Verlauf.

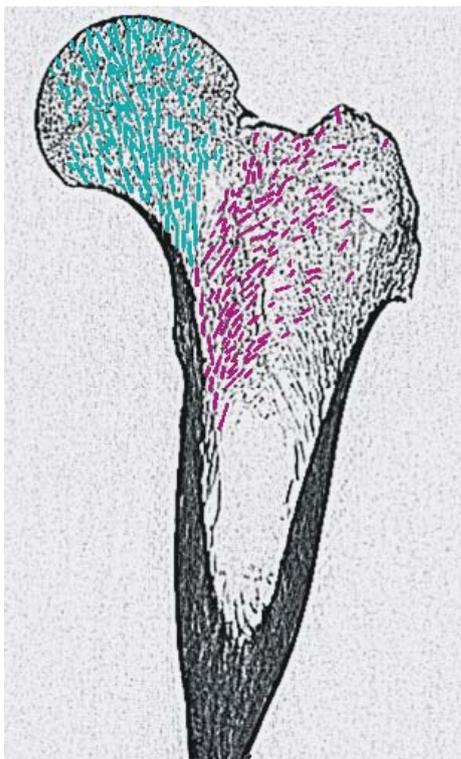
---

<sup>6</sup> vgl. Fußnoten 3 und 4.

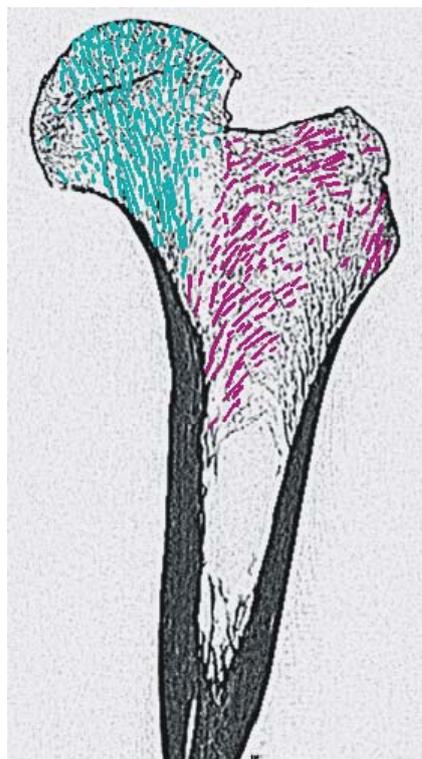
## **2. Analyse der medialen und trochantären Trabekelbündel**

Um zu einem umfassenden Bild der Trabekelarchitektur am proximalen Femur zu kommen, wurden in einem anschließenden Schritt auch die Bälkchen identifiziert, die als Anteile des medialen bzw. des trochantären Trabekelbündels zu betrachten sind. Dabei stellte sich das mediale Bündel in Bezug auf die Einzelbälkchen als dichter und homogener aufgebaut dar als das trochantäre. Bei diesem waren die Einzelbälkchen weniger prominent und auch weniger dick; es fiel außerdem auf, dass die Knochenbälkchen dieses Bündels von medial nach lateral gesehen immer vereinzelter aufzufinden waren.

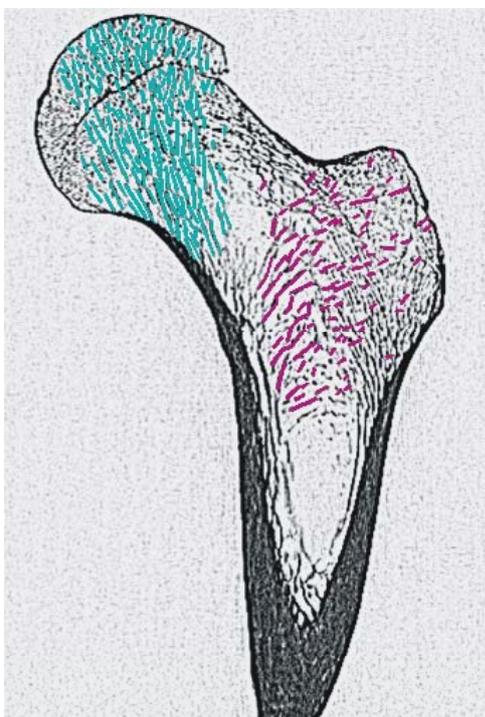
Im Folgenden ist die Identifikation der Einzelbälkchen des medialen und trochantären Trabekelbündels für die ausgewählten CT-Schnitte abgebildet, die restlichen Analysen finden sich wiederum im Anhang dieser Arbeit.



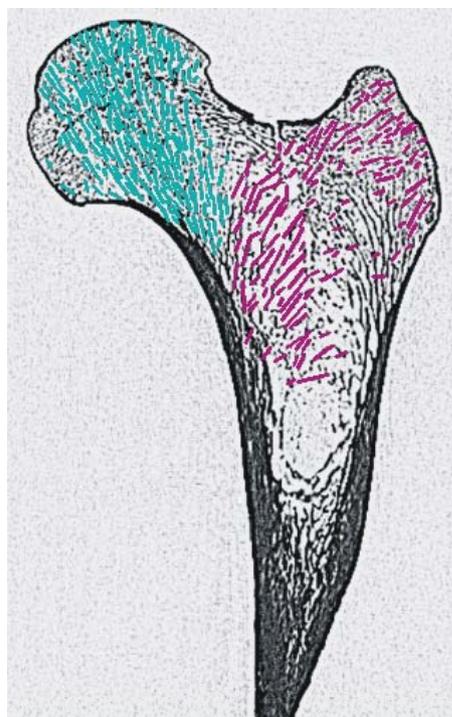
**Abb. IV-35:** Femur 1, CT-Schnitt 93, Ident. der Einzelbälkchen des med. und troch. Bündels.



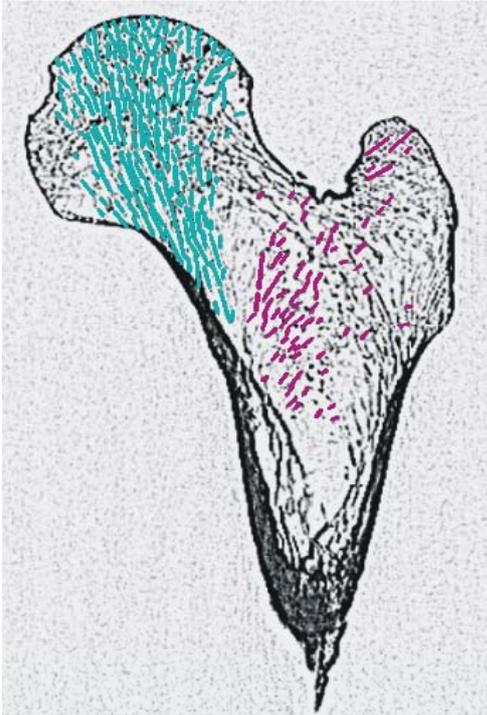
**Abb. IV-36:** Femur 2, CT-Schnitt 89, Ident. der Einzelbälkchen des med. und troch. Bündels.



**Abb. IV-37:** Femur 3, CT-Schnitt 95, Ident. der Einzelbälkchen des med. und troch. Bündels.



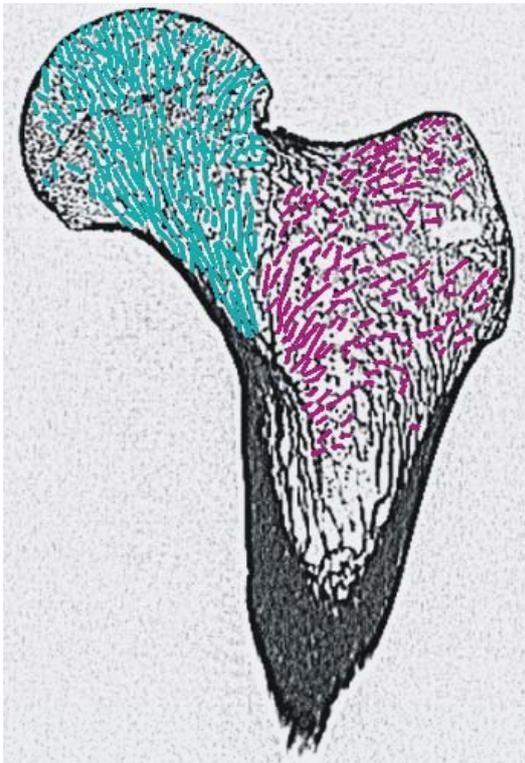
**Abb. IV-38:** Femur 4, CT-Schnitt 100, Ident. der Einzelbälkchen des med. und troch. Bündels.



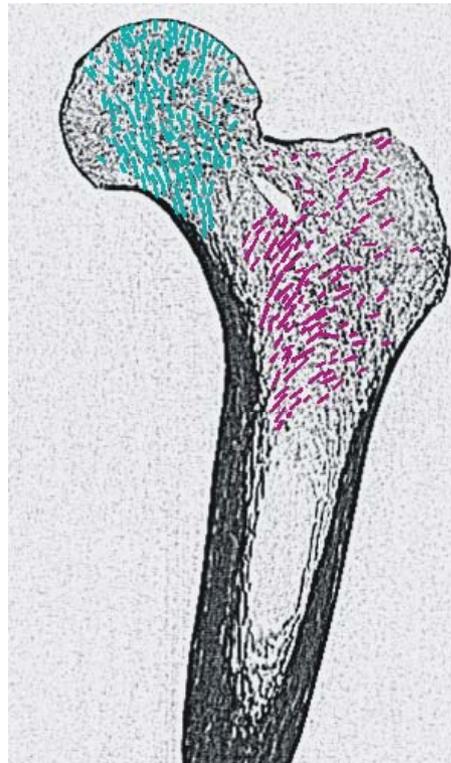
**Abb. IV-39:** Femur 5, CT-Schnitt 115, Ident. der Einzelbälkchen des med. und troch. Bündels.



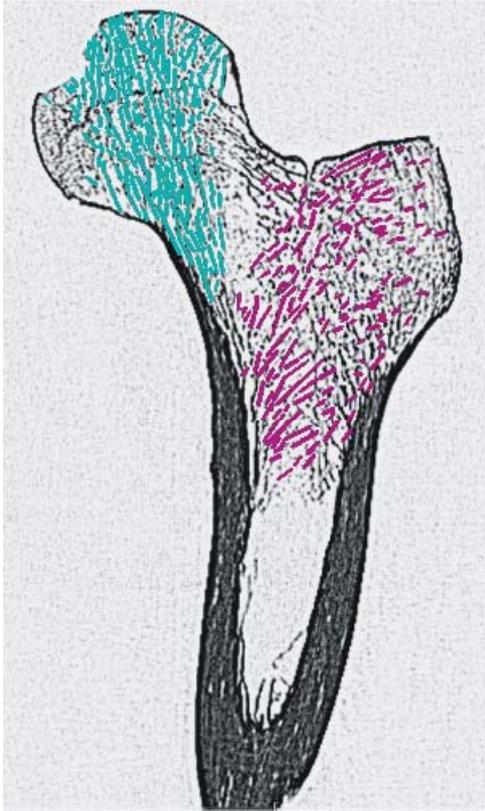
**Abb. IV-40:** Femur 6, CT-Schnitt 185, Ident. der Einzelbälkchen des med. und troch. Bündels.



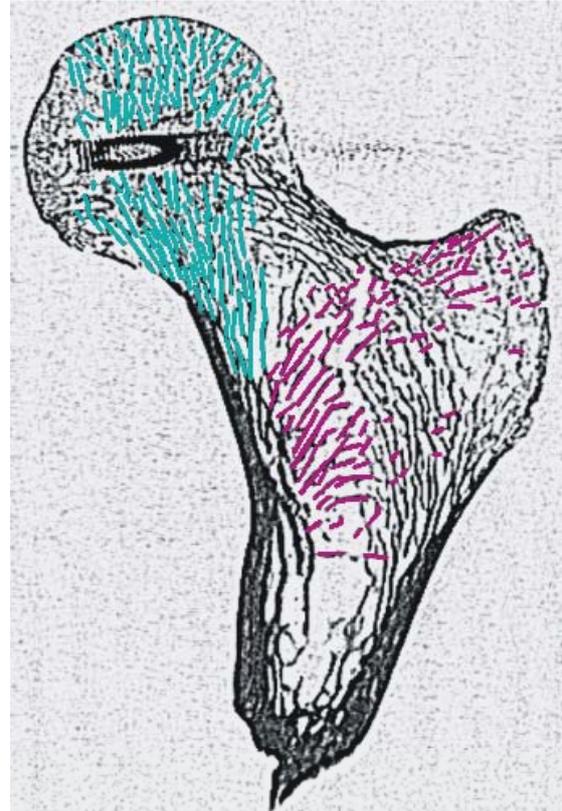
**Abb. IV-41:** Femur 7, CT-Schnitt 126, Ident. der Einzelbälkchen des med. und troch. Bündels.



**Abb. IV-42:** Femur 8, CT-Schnitt 68, Ident. der Einzelbälkchen des med. und troch. Bündels.



**Abb. IV-43:** Femur 9, CT-Schnitt 72, Ident. der Einzelbälkchen des med. und troch. Bündels.



**Abb. IV-44:** Femur 10, CT-Schnitt 75, Ident. der Einzelbälkchen des med. und troch. Bündels.

### 3. Bestimmung des Winkels zwischen medialem und bogenförmigem Trabekelbündel

Es wurden sämtliche (medio-kaudalen) Winkel gemessen, die sich an Schnittpunkten zwischen Bälkchen des bogenförmigen und solchen des medialen Trabekelbündels ergaben. Insgesamt wurden 1794 solcher Schnittpunkte identifiziert und damit die gleiche Anzahl an Winkeln in die Auswertung einbezogen. Um ein möglichst genaues Ergebnis zu erhalten, wurde ebenso wie bei der Konstruktion des Verlaufs des bogenförmigen Bündels in Ein-Zentimeter-Abschnitten (Sektionen) vorgegangen, wobei die einzelnen Sektionen sämtlicher CT-Schnitte zusammengefasst wurden (gemäß dem in Kapitel III.4.4 beschriebenen Verfahren), da sonst jeweils zu wenige Winkel in der Analyse hätten berücksichtigt werden können, wodurch das Ergebnis verfälscht hätte werden können.

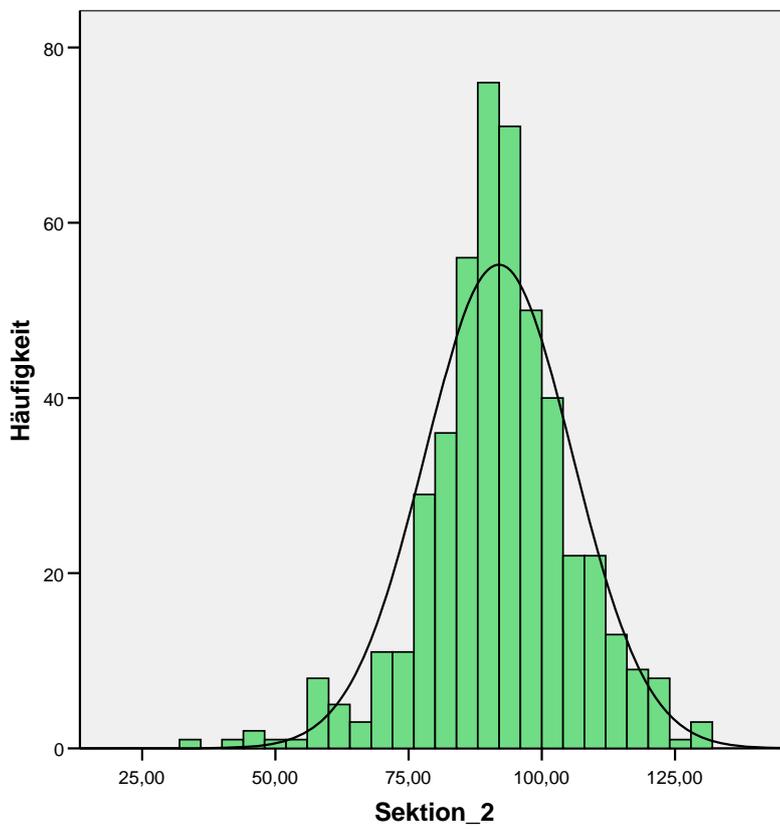
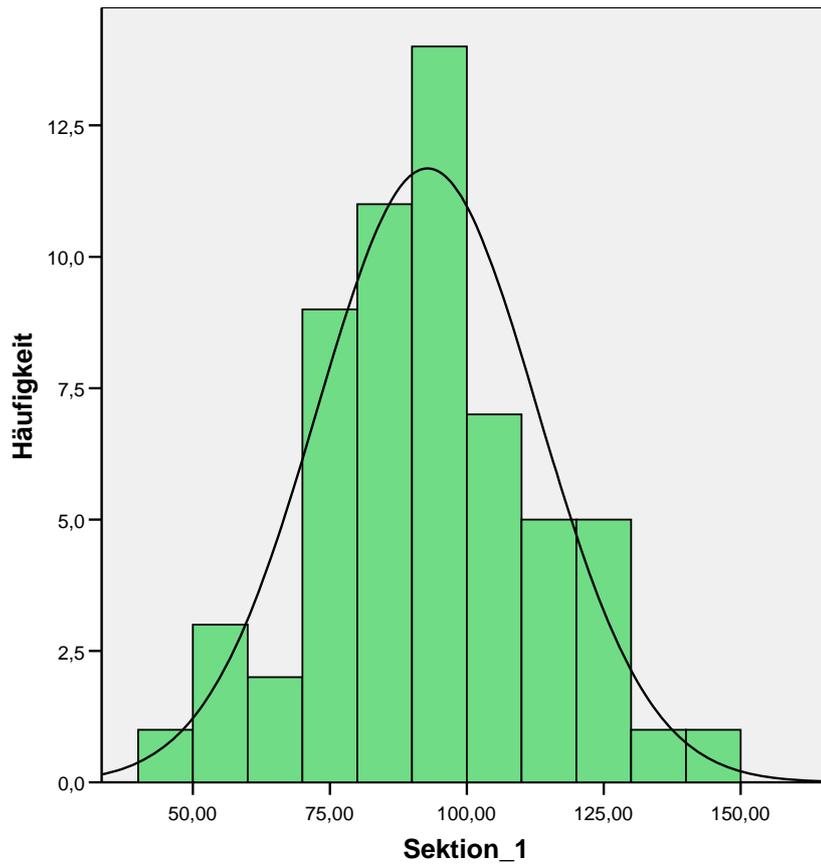
Von medial nach lateral wurden also jeweils in einem Zentimeter breiten Bereichen die Winkel zwischen den besagten Trabekelbündeln identifiziert und gemessen. Damit sollte verhindert werden, dass durch eine Zusammenfassung aller Schnittpunkte eventuell sich ändernde Schnittwinkel zwischen den Trabekelbündeln im Verlauf von medial nach lateral übersehen wurden.

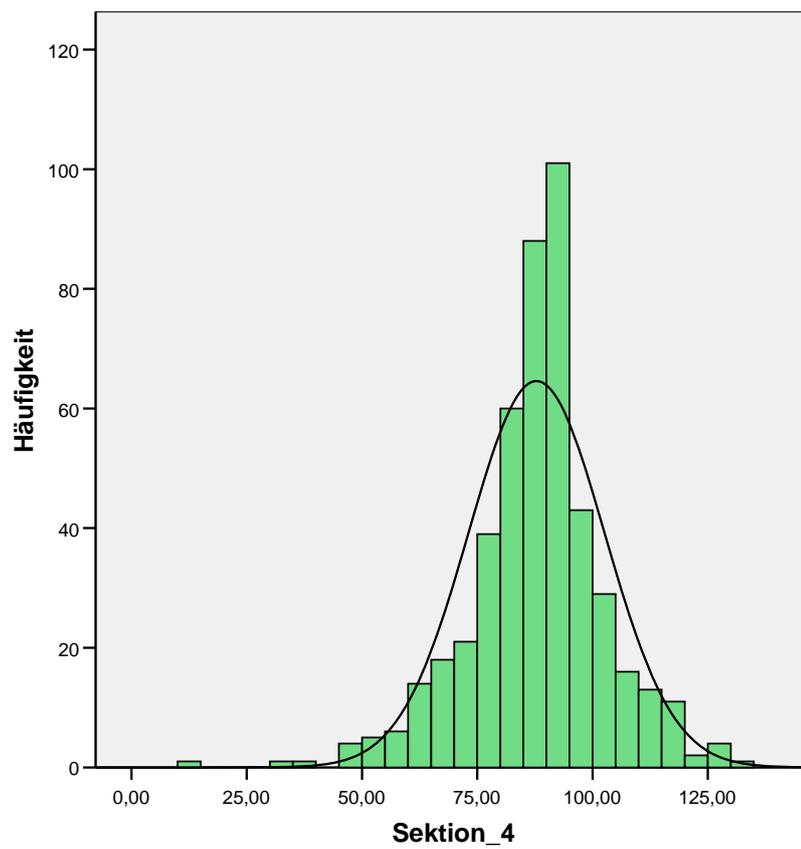
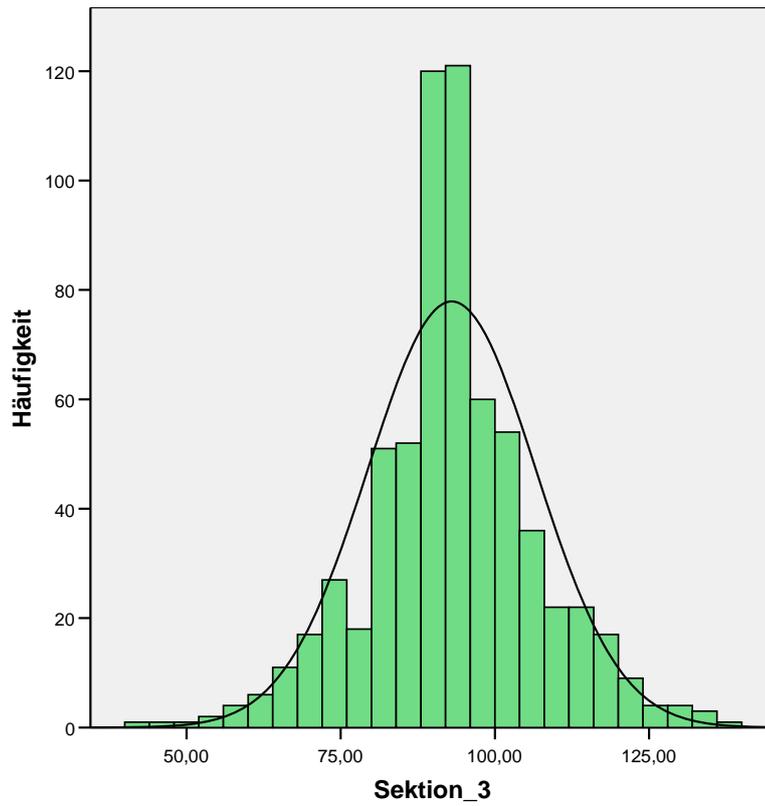
Dabei wurden in der Sektion 1 (durchnummeriert von medial nach lateral) insgesamt 59, in der Sektion 2 480, in der Sektion 3 664, in der Sektion 4 478 und in der Sektion 5 113 Winkel ausgewertet.

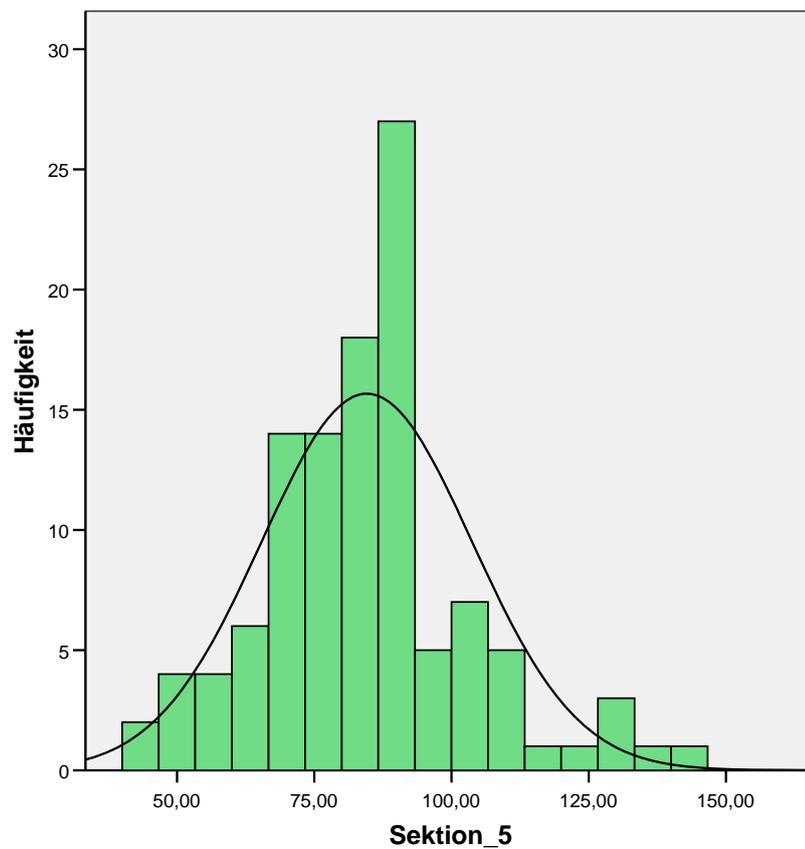
Mit Hilfe des Datenanalyseprogramms SPSS (in der Version 14.0 für Windows) konnte mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests für jede einzelne Sektion gezeigt werden, dass die gemessenen Winkel normalverteilt sind. Für die einzelnen Sektionen (wiederum von medial nach lateral ansteigend durchnummeriert) ergeben sich folgende Verteilungen<sup>7</sup>:

---

<sup>7</sup> Auf der Abszisse sind jeweils die Winkel in Grad (°) angetragen, auf der Ordinate („Häufigkeit“) die Anzahl an gemessenen Winkeln (jeweils für 10°-Schritte zusammengefasst: 15°-25°, 25°-35°, 35°-45°, etc.).







Es berechnen sich folgende Parameter:

Sektion	Mittelwert	Standardfehler	Standardabweichung	Variationskoeffizient
1	92,82°	2,62°	20,15°	21,71%
2	91,91°	0,63°	13,87°	15,09%
3	93,01°	0,53°	13,60°	14,62%
4	87,86°	0,68°	14,76°	16,80%
5	84,58°	1,80°	19,18°	22,70%

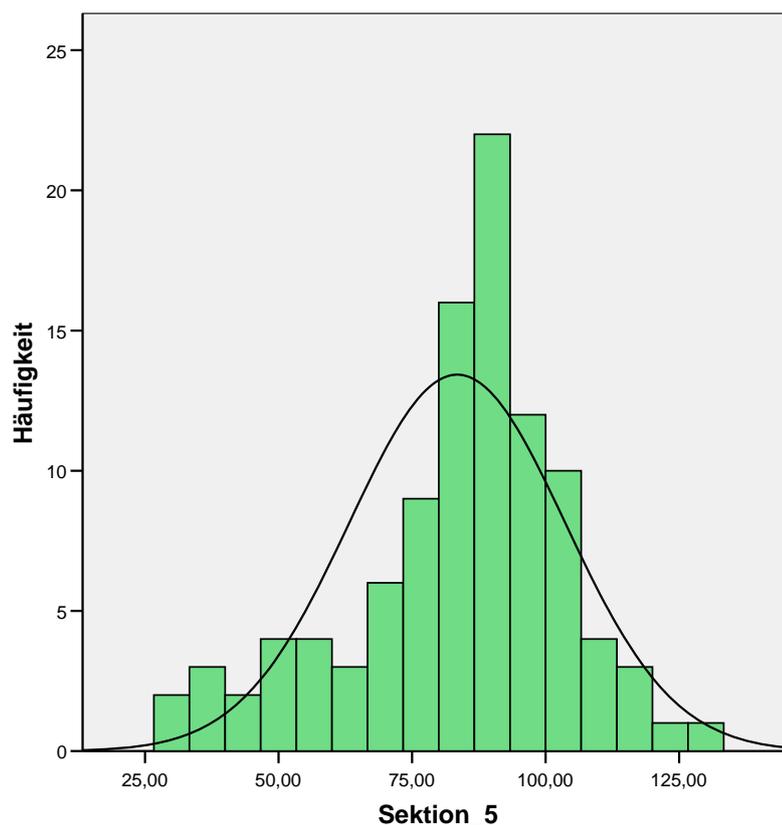
Die einzelnen Mittelwerte der fünf Sektionen sind mit nur geringen Schwankungen um den Wert 90° gruppiert. Das mediale Trabekelbündel steht offensichtlich auf dem bogenförmigen in jeder betrachteten Sektion, also im gesamten Bereich des Aufeinandertreffens, annähernd senkrecht.

## 4. Bestimmung des Winkels zwischen trochantärem und bogenförmigem Trabekelbündel

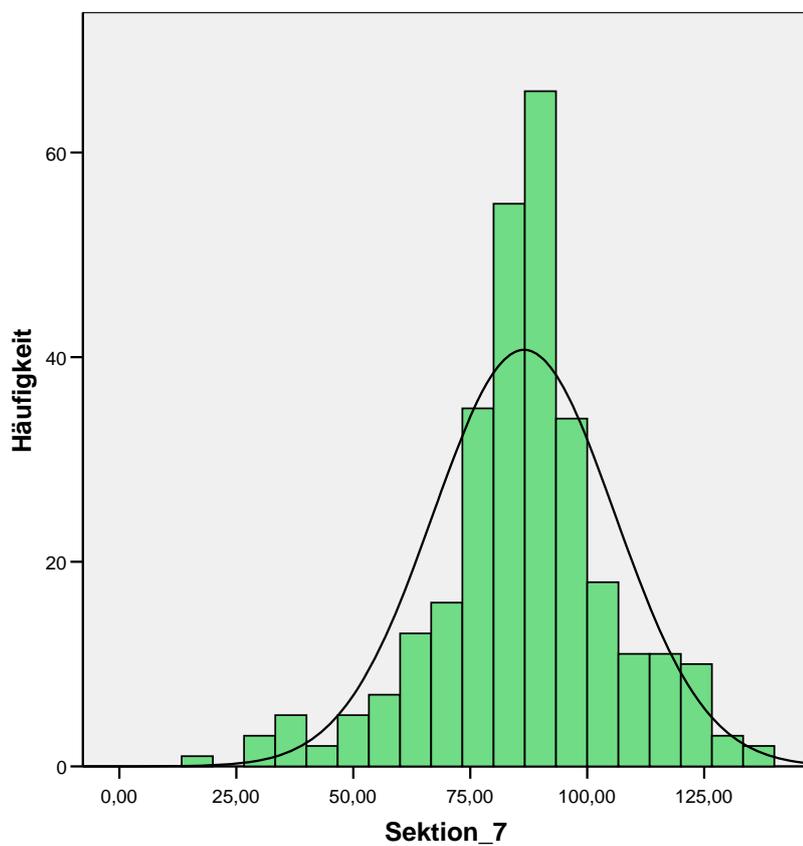
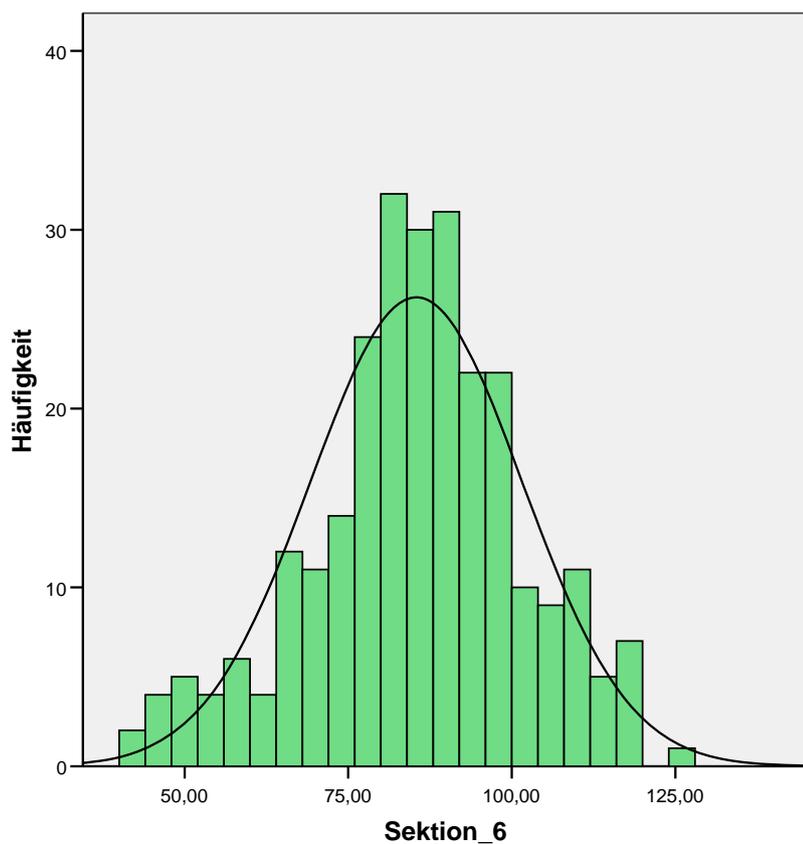
In gleicher Weise wurde bei der Bestimmung des Verhältnisses zwischen trochantärem und bogenförmigem Trabekelbündel verfahren. Hier wurden insgesamt 846 Schnittpunkte und damit die gleiche Anzahl an Winkeln zwischen den jeweiligen Bälkchen identifiziert, dabei 102 Winkel in Sektion 5, 266 in Sektion 6, 297 in Sektion 7, 170 in Sektion 8 und 11 in Sektion 9.

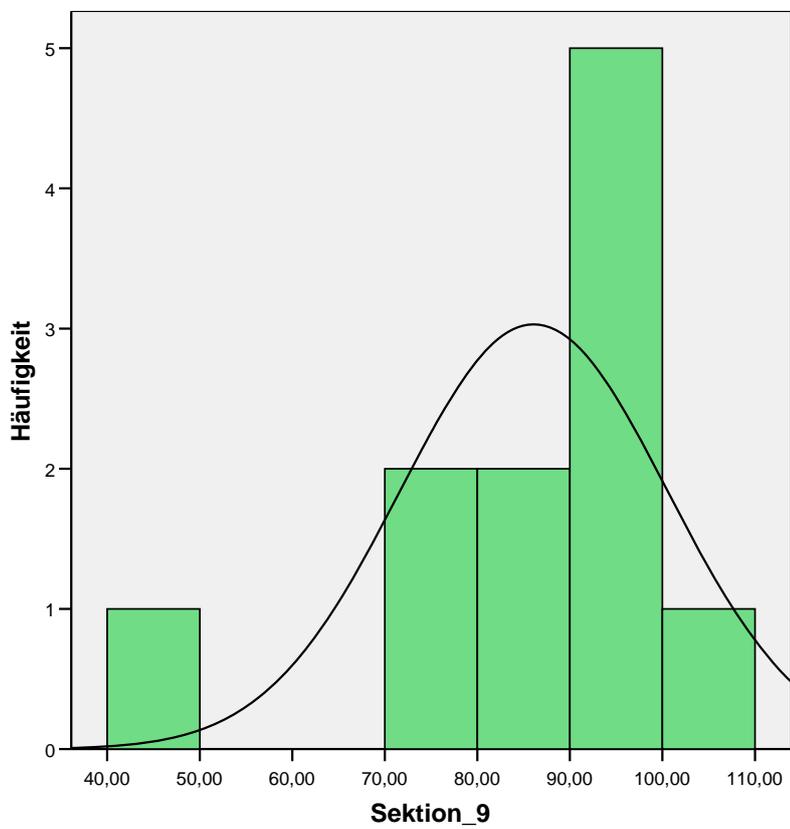
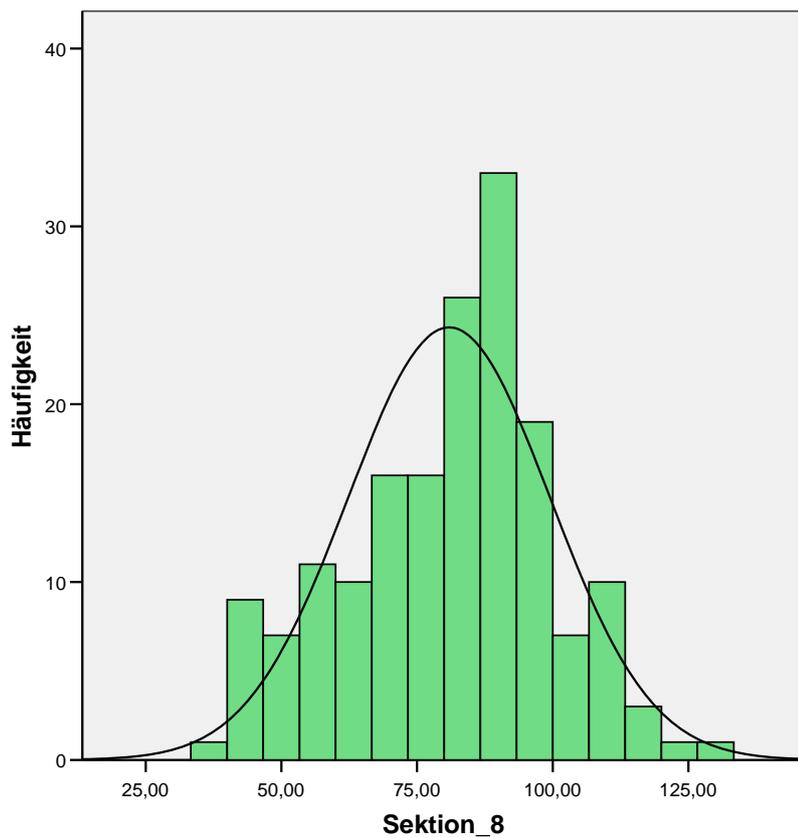
Die Winkel aller Einzelsektionen wurden wiederum mit Hilfe von SPSS 14.0 mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung überprüft, wobei auch hier für jede Sektion die Normalverteilung bestätigt wurde.

Es ergaben sich für die Sektionen 5 bis 9 (von medial nach lateral) folgende Verteilungen<sup>8</sup>:



<sup>8</sup> Auch für die folgenden Diagramme gilt, dass auf der Abszisse jeweils die Winkel in Grad ( $^{\circ}$ ), auf der Ordinate („Häufigkeit“) die Anzahl der gemessenen Winkel angetragen ist (wiederum für  $10^{\circ}$ -Schritte zusammengefasst).





Es berechnen sich folgende Parameter:

Sektion	Mittelwert	Standardfehler	Standardabweichung	Variationskoeffizient
5	83,45°	2,00°	20,20°	24,21%
6	85,42°	0,99°	16,19°	18,95%
7	86,49°	1,13°	19,40°	22,43%
8	80,91°	1,43°	18,59°	22,98%
9	86,10°	4,37°	14,48°	16,82%

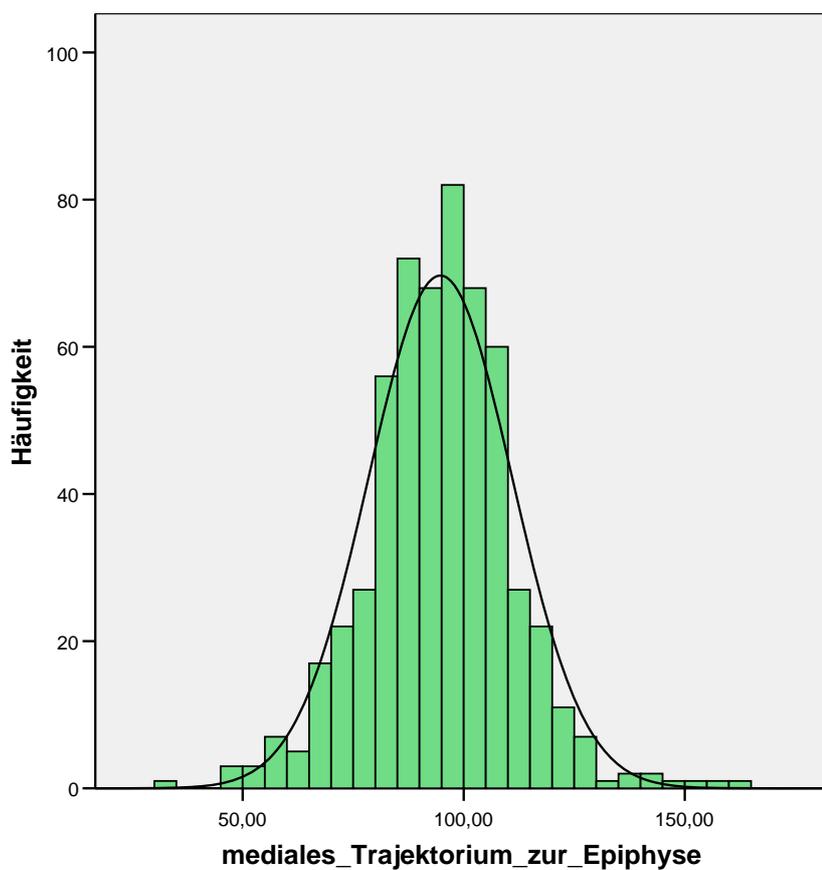
Hier liegen die Mittelwerte zwar allesamt unter 90°, allerdings muss auch hierbei wieder berücksichtigt werden, dass ein sehr komplexes biologisches System ausgemessen wurde, weshalb wiederum der Schluss möglich ist, dass auch das trochantäre Trabekelbündel auf dem bogenförmigen in jedem betrachteten Abschnitt (Sektion), also im gesamten Bereich des Aufeinandertreffens, annähernd senkrecht steht.

## 5. Bestimmung des Winkels zwischen medialem Trabekelbündel und Epiphysenfuge des Hüftkopfes

Es liegen durch die vorangehend beschriebenen Ergebnisse nun Daten zu den Winkeln zwischen den drei hier untersuchten Trabekelbündeln des proximalen Femurs vor. Im Folgenden sollte ermittelt werden, wie dieses System an Trabekelbündeln im proximalen Femur ausgerichtet ist. Weil die Epiphysenfuge am Hüftkopf in den CT-Aufnahmen größtenteils als prominente Struktur zu erkennen war, konnten die Winkel, die die Bälkchen des medialen Trabekelbündels mit der (mittlerweile verknöcherten) Epiphysenfuge bilden, gut bestimmt werden.

Diese Winkel wurden allerdings nur in den Bereichen gemessen, in denen die Epiphysenfuge wirklich eindeutig zu erkennen war. Dies war aber in den meisten CT-Schnitten im größten Teil des Hüftkopfquerschnittes der Fall. Es wurden 567 Winkel identifiziert und analysiert. Gemäß dem Kolmogorov-Smirnov-Test liegt auch hier eine Normalverteilung vor<sup>9</sup>:

<sup>9</sup> Für Abszisse und Ordinate gelten wiederum jeweils die Angaben wie in den Fußnoten 7 und 8 beschrieben.

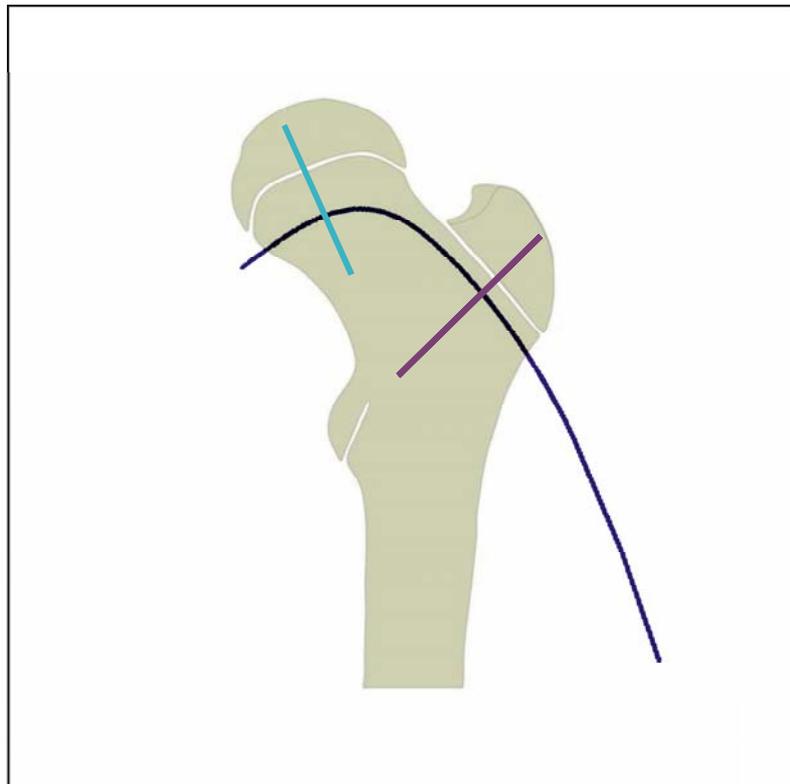


Der Mittelwert beträgt  $94,71^\circ$ , der Standardfehler  $0,68^\circ$ , die Standardabweichung  $16,23^\circ$  und der Variationskoeffizient  $17,14\%$ .

Das mediale Trabekelbündel steht also auf der Epiphysenfuge des Hüftkopfes annähernd senkrecht.

## 6. Aufstellung eines Modells der Trabekelarchitektur am proximalen Femur

Aus den gewonnenen Ergebnissen kann nun ein Modell der Trabekelarchitektur am proximalen Femur erstellt werden. In der Standard-Femur-Maske wird mittels des Gesamt-Summationssplines der Verlauf des bogenförmigen Trabekelbündels angenähert und das mediale und trochantäre Bündel gemäß den eben dargestellten Ergebnissen in Form von Senkrechten auf das bogenförmige Bündel abstrahiert.



**Abb. IV-45:** Ermittelte Trabekelarchitektur am proximalen Femur in einer Standard-Femur-Maske<sup>10</sup>. Dunkelblau ist der Verlauf des bogenförmigen, hellblau der des medialen und violett der des trochantären Bündels dargestellt.

<sup>10</sup> vgl. Fußnoten 3 und 4.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass das bogenförmige Trabekelbündel im Hüftkopfbereich annähernd parallel zur Epiphysenfuge des Hüftkopfes und nach einem relativ deutlichen Umlenkpunkt an der lateralen Hüftkopfbasis annähernd parallel zur Schenkelhalsachse verläuft. Sowohl das mediale wie auch das trochantäre Bündel ist dabei etwa im rechten Winkel zum bogenförmigen Trabekelbündel orientiert.

## **V Diskussion**

### **1. Überlegungen zur angewandten Methodik**

Im Rahmen dieser Arbeit sollte der tatsächliche Verlauf der drei prominentesten Trabekelbündel des proximalen Femurs mittels einer auf CT-Schnittbildern beruhenden Analyse dargestellt werden. Zunächst soll an dieser Stelle die dazu verwendete Methodik kritisch betrachtet und mit anderen in der Literatur beschriebenen Möglichkeiten der Untersuchung trabekulärer Strukturen verglichen werden.

Das verwendete Knochenmaterial war für diese Studie gut geeignet: es handelte sich nur um linke Femora ähnlicher Größe, die jeweils CCD-Winkel im altersentsprechenden Bereich aufwiesen und folglich strukturell gut miteinander vergleichbar sein sollten.

Alle Knochen wurden in gleicher Weise im CT-Gerät gelagert, so dass keine wesentlichen Unterschiede in der Lage der Schnittebenen vorhanden sind. Leider fanden sich bei den Femora mit den Nummern 8, 9 und 10 Bohrdefekte im Schenkelhals. Um diese Knochen trotzdem in die Untersuchung mit einbeziehen zu können, wurden für deren Analyse nur solche CT-Schnitte ausgewählt, auf denen der zu betrachtende Trabekelbereich so gering affiziert war, dass eine Mitberücksichtigung in der Gesamtauswertung statthaft war.

In Bezug auf die Identifikation der einzelnen Knochenbälkchen könnte angemerkt werden, dass innerhalb eines im CT-Schnitt abgebildeten Bälkchens mehrere Identifikationsgeraden in unterschiedlicher Ausrichtung denkbar wären und dass aufgrund einer gewissen Suggestivität des Untersuchers bestimmte Orientierungen favorisiert werden könnten. Die Identifikationsgeraden wurden daher möglichst so eingezeichnet, dass sie in der Achse des jeweiligen Bälkchens zu liegen kamen. Auch wenn bei diesem Vorgehen immer noch eine gewisse Variabilität denkbar ist, wären die Unterschiede in den sich ergebenden Winkeln aber dermaßen gering, dass eine grobe Abweichung vom erzielten Ergebnis wohl nicht zu erwarten ist.

Auch aufgrund dieser möglichen gering unterschiedlichen Orientierungen der Identifikationsgeraden wurde die verwendete Methodik ausdrücklich als „Approximation“ bezeichnet.

Ein anderer Problempunkt bei der Identifikation der Einzelbälkchen müsste allerdings noch verbessert werden: für die vorliegende Analyse wurden sämtliche identifizierbare Bälkchen der einzelnen Trabekelbündel berücksichtigt; und unabhängig von ihrer Länge sind deren Orientierungen gleichberechtigt in die Mittelwertsbestimmungen eingegangen. Daraus ergab sich aber zwangsläufig, dass die Ausrichtungen sowohl der sehr prominenten als auch der weniger augenfälligen Einzelbälkchen, bei denen die Identifikation nicht immer sehr leicht ist und dadurch dem tatsächlichen Verlauf eventuell nur insuffizient entsprechende Identifikationsgeraden ermittelt werden können, zu je gleichen Teilen zur gemeinsamen Mittelwertsgeraden beitragen. Es müsste zur Verbesserung der Methodik daher unbedingt ein Algorithmus gefunden werden, der es ermöglicht, auch diese Längenunterschiede der Einzelbälkchen in der Auswertung berücksichtigen zu können, eventuell müsste auch eine untere Grenze an Länge festgelegt werden, unterhalb der keine Bälkchen mehr in die Gesamtauswertung eingehen.

Kritisch muss auch die „makroskopische“ Abgrenzung des bogenförmigen Trabekelbündels anhand des CT-Bildes beurteilt werden, die erfolgen musste, um die einzelnen Sektionen festlegen zu können, die für die Mittelwertsberechnungen nötig waren. Gemäß Beobachtungen von Elke et al. [26], nämlich dass das bogenförmige Trabekelsystem (in seiner Arbeit als „arcuate system“ bezeichnet) nicht über die Epiphysenfuge reicht, sondern vielmehr unmittelbar distal von ihr liegt, wurde als kraniale Grenze dieses Trabekelbündels jeweils der Bereich distal der Epiphyse und entsprechend distal des (leider nicht immer gut abgrenzbaren) Bereiches der Trochanter-Apophysenfuge gewählt, ab welchem Einzelbälkchen des bogenförmigen Bündels gut identifizierbar waren. Für die kaudale Begrenzung wurde jeweils der Bereich gewählt, ab dem kaum mehr Einzelbälkchen des bogenförmigen Trabekelbündels ausgemacht werden konnten. Für die hier vorgestellte Art der Analyse erschien ein anderes Vorgehen jedoch nicht sinnvoll. Auch wenn es denkbar ist, dass mit Hilfe graphischer Programme die unterschiedlichen Dichten an Knochenstruktur durch Pixelanalysen hätten ermittelt

werden können, wäre ein solches Verfahren mindestens in den Bereichen des Aufeinandertreffens von bogenförmigem und medialem bzw. trochantärem Trabekelbündel durch die unterschiedliche Dichte der trabekulären Strukturen nicht geeignet gewesen: das mediale und teilweise auch das trochantäre Trabekelbündel stellten sich prominenter dar als das bogenförmige und hätten bei der Anwendung einer derartigen Analyse für das bogenförmige Bündel einen Verlauf ergeben, der im Hüftkopfbereich eher dem der Bälkchen des medialen und im Trochanterbereich dem der Bälkchen des trochantären Bündels entsprochen hätte.

Im weiteren Protokoll wurden in Bezug auf die Frontalebene jeweils in ein Zentimeter breiten Abschnitten die Mittelwerte derjenigen Winkel gebildet, die die einzelnen Identifikationsgeraden der Bälkchen des bogenförmigen Bündels mit der Senkrechten eingehen: es sollte also eine solche Bälkchenorientierung ermittelt werden, die die Ausrichtung der Mehrzahl der Bälkchen in diesen Abschnitten repräsentieren konnte. Da hierbei der Verlauf des bogenförmigen Trabekelbündels analysiert werden sollte, wurden dabei selbstverständlich nur die Bälkchen dieses Bündels ausgewertet (die Beschränkung auf eben diese Bälkchen war durch die Markierung der Bälkchen der drei Bündel mit unterschiedlichen Farben und die Möglichkeit des „Ausblendens“ des zugrundeliegenden CT-Schnitts und der Identifikationsgeraden der beiden anderen Bündel auch leicht zu bewerkstelligen). In einem Zwischenergebnis sollten die Trabekelbündel auf je eine Geradenfolge reduziert werden. Da eine solche Geradenfolge in jedem Punkt durch den Winkel zu einer Bezugsgeraden (in diesem Fall der Senkrechten) und durch eine Ebene (hier die Frontalebene) definiert werden kann, ist die hier erfolgte alleinige Betrachtung der *Orientierungen* in einer Ebene (der Frontalebene) der einzelnen Identifikationsgeraden für das angestrebte Ziel hinreichend.

Die abschließende Darstellung als Spline sollte den tatsächlichen Verlauf des bogenförmigen Trabekelbündels möglichst wahrheitsgetreu abbilden, der sich ganz offensichtlich nicht eckig verhält wie in der Darstellung mittels einer Geradenfolge [50].

Die Trabekelanalyse erfolgte nur in der Frontalebene, eine dritte Dimension blieb unberücksichtigt: eine räumliche Darstellung wäre mit der verwendeten Methode auch nicht möglich gewesen und außerdem war es nicht Ziel der Arbeit, die

dreidimensionale Struktur des Trabekelnetzwerks zu ermitteln (dann hätte man auch grundsätzlich anders vorgehen müssen); es sollte vielmehr über die Trabekelausmessung ein Vergleich zweier Biomechanikmodelle des Hüftgelenkes erfolgen, die beide auch explizit in der Frontalebene aufgestellt wurden [81]. Untersuchungen im dreidimensionalen Raum waren also weder möglich noch wurden sie in dieser Arbeit angestrebt.

Sicher wohnt dem verwendeten Verfahren der Trabekelanalyse wie vielen anderen Methoden auch eine gewisse Untersucherabhängigkeit inne, es bietet aber den großen Vorteil, dass die einzelnen Schritte der Untersuchung vom Ausgangs-CT-Bild bis hin zum Ergebnis, nämlich der Kurvendarstellung des Verlaufs eines Trabekelbündels eben nicht durch ein wenig transparentes Analyseprogramm erfolgen, sondern allesamt vom Untersucher kritisch kontrolliert werden können. Darüber hinaus würden auch in ein entsprechendes Computerprogramm, das eine derartige Analyse durchführen könnte, möglicherweise inkorrekte Grundvorstellungen der Entwickler einfließen und es wäre auch viel schwerer, gerade in den bereits angesprochenen Überschneidungsbereichen der Trabekelbündel die Differenzierung automatisiert durchzuführen, welche Struktur nun zu welchem Trabekelbündel gehört.

Auch wenn nun mit der angewandten Methodik nicht letzte mathematische Genauigkeit der Darstellung der Trabekelbündel erreicht werden kann, so ist sie als „Approximation“ (ein anderer Anspruch wird auch nicht vorgegeben!) doch in der Lage, zu grundsätzlichen Erkenntnissen des Verlaufs der Trabekelbündel zu führen.

In der statistischen Auswertung der Ergebnisse fanden sich Standardfehler, Standardabweichungen und Variationskoeffizienten, wie sie für Messungen am menschlichen Körper zu erwarten sind. Insbesondere für den Variationskoeffizienten im Rahmen von Messungen am menschlichen Körper finden sich in der Literatur relativ hohe Werte. Beispielsweise wird für die Messung des menschlichen Knochensalzgehaltes ein Variationskoeffizient von 15% [17] und für die Ermittlung der Trabekeldicke der menschlichen Wirbelkörper ein Variationskoeffizient zwischen 25% und 55% [118] angegeben.

Um die angewandte Methodik mit anderen Verfahren der Trabekelanalyse zu vergleichen, sollen diese im Folgenden jeweils kurz beschrieben werden.

CT-Datensätze als Grundlage der Untersuchungen verwenden nahezu alle dieser Methoden, nur sind diese vor allem an der dreidimensionalen Struktur des Trabekelwerkes interessiert. Elke et al. [26] analysieren ebenfalls Femurknochen, untersuchen aber vor allem die räumliche Ausdehnung der Trabekelbündel. Es wird zusammen mit den einzelnen Knochen jeweils ein Kalibrationsphantom mittels Computertomographie aufgenommen. Dieses Kalibrationsphantom enthält Kaliumhydrogenphosphatlösung in verschiedenen definierten Konzentrationen. Anschließend werden die sich ergebenden Hounsfield-Einheiten der Salzlösung mit deren Dichte in Beziehung gesetzt und darüber und mittels einer an trabekulärem Knochen zuvor empirisch ermittelten Gleichung die Masse von Trabekelmaterial pro Volumeneinheit, also die Rohdichte berechnet. Mit diesem Verfahren ist zwar eine dreidimensionale Strukturanalyse möglich, ein In-Beziehung-Setzen von einzelnen Knochenbälkchen, wie in der vorliegenden Arbeit erfolgt, jedoch eher schwierig.

Auch Uchiyama et al. [111] verwenden Computertomographie, beschäftigen sich aber ebenfalls nicht mit einzelnen Strukturelementen der Trabekelbündel, sondern vor allem mit mechanischen Eigenschaften trabekulären Knochens im Allgemeinen.

Kinney et al. [56] analysieren die dreidimensionale Organisation der Trabekelstruktur von Wirbelkörpern:  $\mu$ CT-Aufnahmen des Wirbelkörper-Trabekelnetzwerkes werden „skelettiert“, d.h. es werden von den aufgenommenen Knochenbälkchen so lange Voxel entfernt, bis die Konnektivität der Bälkchen gerade noch nicht unterbrochen ist. Dann wird jedes trabekuläre Element nach Länge, Dicke und Krümmung vermessen und daraufhin verschiedene Funktionen abgeleitet: eine, die die Gesamtmasse aller Trabekel und deren Orientierung in Beziehung setzt und eine, die die Abhängigkeit der mittleren Dicke aller Trabekel von deren Orientierung beschreibt. Es konnten damit Aussagen darüber getroffen werden, welche Orientierung für den Großteil der Trabekel vorliegt und in welcher Ausrichtung die Trabekel jeweils am dicksten sind. Es wäre sehr interessant, auch das Trabekelwerk des proximalen Femurs mittels einer solchen Analyseverfahren zu untersuchen und die Ergebnisse mit den hier ermittelten zu vergleichen.

Aus  $\mu$ CT-Datensätzen können auch  $\mu$ -Finite-Elemente-Modelle generiert werden, allerdings vor allem mit dem Ziel, verschiedene Belastungsanalysen daran

durchzuführen. Dabei wird jedes CT-Voxel in ein FE-Element konvertiert, dem dann bestimmte Materialeigenschaften zugewiesen werden müssen [46] [76] [113]. Bei einer solchen Methodik liegt der Schwerpunkt jedoch eher auf mechanischen Analysen und weniger auf strukturellen Untersuchungen wie sie in dieser Arbeit durchgeführt wurden.

Es gibt daneben auch noch die Möglichkeit, über Kernspintomographie gewonnene Datensätze von Knochen für Strukturuntersuchungen heranzuziehen. Brismar et al. [12] schlugen dafür entweder die direkte Abbildung mittels MRT vor oder eine sogenannte indirekte Quantifizierung. Dabei kann durch Unterschiede in der magnetischen Suszeptibilität zwischen trabekulärem Knochen und Knochenmark differenziert werden. Weil die Veränderung der magnetischen Eigenschaften nicht nur von der Zusammensetzung des Gewebes abhängig ist (z. B. Knochen vs. Mark), sondern auch von der Ausrichtung dieser Gewebe relativ zum angelegten statischen Magnetfeld, kann die Orientierung der Trabekel durch Messung in verschiedenen Positionen ermittelt werden. Dabei kann pro betrachteter Position des Knochenstücks jedoch immer nur vor allem darüber eine Aussage gemacht werden, *wie viele* Trabekel sich senkrecht zur Achse des Magnetfeldes orientieren, denn die nicht orthogonal zu dieser Achse eingestellten Trabekel tragen zur magnetischen Inhomogenität nur wenig bei. Dieses Verfahren eignet sich deshalb eher dafür, die Ausrichtung von Knochenbälkchen in wenigen ausgewählten Achsen zu untersuchen, als die grundsätzliche Frage zu klären, wie sich die Struktur denn überhaupt darstellt. So wurden in der angesprochenen Studie Wirbelkörper untersucht und ermittelt, wie groß der Anteil von Trabekeln ist, die in kranio-kaudaler, horizontaler oder sagittaler Richtung orientiert sind. Es kann aus diesen Angaben jedoch streng genommen nicht geschlossen werden, dass dies die drei einzigen Achsen sind, entlang derer Bälkchen im Wirbelkörper angeordnet sind. Hätte man bei den hier vorgestellten Untersuchungen ebenfalls nur in ausgewählten Achsen die Orientierung der Trabekel analysiert, wäre die Aussagekraft des Ergebnisses sehr gering gewesen. Denkbar wäre natürlich, Datensätze der proximalen Femora in sehr zahlreichen Positionen mittels Kernspintomographie zu ermitteln, doch wären die Kosten einer solchen Studie immens und es wäre ein sehr großer Aufwand, um eine angemessene Anzahl an Knochen in eine solche Arbeit einzubeziehen. Auch müsste dann noch die Frage

gelöst werden, wie man aus dem Wissen um die Anordnung von Trabekeln in sehr vielen Orientierungen Verläufe von einzelnen verflochtenen Trabekelbündeln abstrahieren könnte. Es liegt also sehr nahe, zunächst eine einfachere, ebenso aussagekräftige Methodik zu versuchen, wie sie in dieser Arbeit zur Anwendung gekommen ist.

Stiehl et al. [105] beschäftigten sich mit der dreidimensionalen Struktur des Trabekelnetzwerks im proximalen Femur und führten dazu Präparationen durch, bei denen sehr weiches trabekuläres Material und Knochenmark entfernt, dichteres und härteres Trabekelgewebe jedoch belassen wurde. Es ergeben sich dadurch zwar sehr informative Präparate, eine genaue Analyse des distinkten Verlaufs einzelner Trabekelbälkchen scheint jedoch schwer möglich zu sein.

Im Vergleich zu den eben beschriebenen Verfahren (mittels Bildgebung und automatisierten computergestützten Analysemethoden) stellt sich die hier verwendete Methodik als ein innovatives, sehr einfaches und zuverlässiges Verfahren dar, mit dem erste Befunde zu strukturellen Grobverläufen elegant ermittelt werden können. Die so gewonnenen Ergebnisse können als Grundlage dafür dienen, weitere technisch aufwändigere und kostenintensivere Untersuchungen gezielt einzusetzen. Auch kann an dieser Stelle bemerkt werden, dass mit den für diese Arbeit analysierten zehn Präparaten eine angemessene Anzahl von Knochen untersucht wurde, so dass gültige Aussagen über die trabekuläre Innenstruktur des proximalen Femurs gemacht werden können.

Der ermittelte Verlauf der Trabekelbündel sollte herangezogen werden, um Aussagen über Kräfte zu machen, die am Hüftgelenk wirken. Dass sich die Trabekel entlang von Hauptbelastungen innerhalb der Knochen orientieren, wird von der Mehrheit der Autoren anerkannt [6] [8] [18] [33] [34] [55] [57] [77] [85] [94] [96] [104] [109] [111]. Daraus kann auch gefolgert werden, dass aus bekannten Verläufen von Trabekelbündeln auf die auf einen Knochen einwirkenden Kräfte rückgeschlossen werden kann [61].

Weil solche Kraftanalysen sehr wichtig für das Verständnis der Funktion gesunder und krankhaft veränderter Gelenke, Fragen der Endoprothetik und auch für eine sinnvolle Entwicklung von Rehabilitationsregimen sind [10], wurden dafür unterschiedliche Verfahren konzipiert.

Die direkte Messung von Kräften in einem Gelenk über instrumentierte Prothesen [4] [5] [97] ist wegen der technischen und operativen Komplexität leider sehr teuer und dabei auch nur eingeschränkt aussagekräftig. Zum einen werden nur solche Patienten endoprothetisch versorgt, die eben schon ein pathologisch verändertes Gelenk besitzen, d.h. wirklich gesunde Gelenke sind hierbei kaum zu untersuchen [10]. Zum anderen muss für eine einwandfreie Analyse der Biomechanik eines Gelenks auch der Kapsel-Band-Apparat und alle auf das Gelenk wirkenden Muskeln mitberücksichtigt werden. Während der operativen Implantation solcher Prothesen sind aber Verletzungen dieser Strukturen kaum zu umgehen, wodurch die auf das Gelenk wirkenden Kräfte in oftmals unvorhersehbarer Weise verändert werden können.

Die Auswertung der Daten von Spannungsprüfern, die an einen Knochen in vivo angebracht werden [1] [6] [75] unterliegt gleichen Einschränkungen wie die über instrumentierte Endoprothesen gewonnenen Informationen.

Ein anderes eher indirektes Verfahren der Kraftanalyse an Gelenken ist die elektromyographische Messung von Muskelaktivitäten während unterschiedlicher Bewegungen bzw. Belastungspositionen, über die dann auf die muskulär erzeugten Kräfte geschlossen werden kann. So brauchbar das Verfahren auch erscheint, eine wirklich direkte Messung von sich aus der Muskelaktivität ergebenden Belastungen auf das Gelenk ist damit nicht möglich [106].

Taylor et al. [108] stellten bei Freiwilligen radiologische Messungen der Deformationen derer Femora an, welche sich im Einbeinstand gegenüber der unbelasteten Situation ergaben. Auch hierüber können indirekt Schlüsse auf einwirkende Kräfte gezogen werden, jedoch sind solche Deformationen sehr gering, so dass differenzierte biomechanische Analysen damit allein nicht möglich sind.

Ein einfacher weiterer Ansatz zur Kräftermessung an Knochen stellen Untersuchungen an synthetischen Knochenmodellen bzw. Leichenknochen dar. Die Präparate können vielfältig belastet werden und gleichzeitig können Messungen der in den Knochen auftretenden Kräfte erfolgen. Hierbei können entweder die Auswirkung von Kräften auf einen Knochen gemessen oder aber verschiedene Kräftermodelle verglichen werden, indem sie in Anbetracht ihrer Wirkungen auf den Knochen als physiologisch eher wahrscheinlich oder eher

unwahrscheinlich beurteilt werden [100] [106]. Es können jedoch sinnvollerweise jeweils nur solche Belastungen miteinbezogen werden, die man vorher in irgendeiner Weise als auf das Gelenk einwirkend ermittelt hat. Dieses Verfahren unterliegt folglich der Einschränkung, dass *zuvor* schon Aussagen über die Kräfte gemacht worden sein müssen und diese sind je nach dabei eingesetzter Methode unterschiedlich zuverlässig (sh. oben). Wirklich sichere biomechanische Ergebnisse sind damit also auch nicht zu erzielen.

Ähnlich verhält es sich mit den zahlreichen Finite-Elemente-Verfahren [24] [108]: auch hier müssen dem Modell zunächst Eigenschaften zugesprochen und Zielpunkte untersuchter Belastungen (z.B. Optimierung von Biege- und Druckverteilungen im Knochen und dergleichen) definiert werden; diese Grundannahmen wiederum unterliegen vielfältigen Fehlermöglichkeiten und relativieren daher die Aussagekraft solcher Analysen.

Das Anstellen biomechanischer Modellrechnungen bietet eine weitere Möglichkeit, biomechanische Kraftmodelle zu entwickeln. Aus gemessenen geometrischen Gegebenheiten und einfachen Winkelrechnungen werden Theorien entwickelt, die dann vor allem durch ihre Vorhersagekraft pathologischer Entwicklungen darauf überprüft werden, ob sie den tatsächlichen Gegebenheiten entsprechen. Die hier betrachteten beiden Kraftmodelle nach Pauwels und Heimkes sind Beispiele dafür. Das Ausmessen der Trabekelstrukturen (wie in dieser Arbeit erfolgt) ist selbst auch kein Verfahren der direkten Messung von Kräften, bietet aber unter der Annahme der Abhängigkeit der Trabekelorientierung von einwirkenden Belastungen (sh.oben) eine elegante Möglichkeit, bestehende Kraftmodelle an der biologischen Wirklichkeit zu überprüfen.

## 2. Interpretation der Ergebnisse

Anhand des ermittelten Verlaufs des bogenförmigen Trabekelbündels und dessen Orientierung in Bezug auf das mediale und das trochantäre Bündel kann auf Belastungen des proximalen Femurs geschlossen und ein Vergleich zwischen dem Kraftmodell von Pauwels und dem von Heimkes angestellt werden.

Zu Beginn dieser Betrachtung sollte die Bemerkung nicht unterlassen werden, dass sich beide Kraftmodelle sehr ähneln; dasjenige von Heimkes ist genau genommen eine Ergänzung der Pauwels'schen Hypothese, denn das Heimkes'sche Modell steht in Übereinklang mit grundlegenden Prinzipien, die sich aus Pauwels' Hypothesen ergeben.

Beide Autoren ziehen für ihre Überlegungen den Einbeinstand heran: dieser lässt tatsächlich mit Einschränkungen Rückschlüsse auf die Standbeinphase während langsamen Gehens zu [4], allerdings werden Trägheitskräfte, die beim Gehen wirken, vernachlässigt [59].

Die beiden Theorien entsprechen sich in den Hypothesen zur Hüftkopfbelastung durch die anteilige Gewichtskraft  $R_h$  [40], diese konnte mittels instrumentierter Prothesen experimentell validiert werden [4]; es muss jedoch daran erinnert werden, dass sich die Lage der Schwerlinie des Körpergewichts während des Gehens ständig verändert und daher die betrachteten Hebel- und Winkelverhältnisse jeweils nur für sehr kurze Zeit bestehen [59].

Diese anteilige Gewichtskraft  $R_h$  wirkt exzentrisch auf den Schenkelhals und führt damit zu einer Biegebelastung des Schenkelhalses. Dieser von Pauwels entwickelten Theorie widerspricht das Heimkes'sche Modell in keiner Weise. Die von Heimkes angenommene zweite resultierende Kraft  $R_t$ , die auf den Trochanter major wirkt, setzt distal des Schenkelhalses an und verändert damit nicht die Kräfte, die am Schenkelhals wirksam sind.

Der wesentliche Unterschied zwischen beiden Modellen besteht also in der Analyse der Kräfte, die am Trochanter major wirken.

Pauwels' Modell vereinfacht die tatsächlichen Gegebenheiten, denn es berücksichtigt lediglich das auf die Hüfte wirkende anteilige Körpergewicht und die Muskelkraft der am Trochanter major inserierenden Abduktoren [100] [106]. Dabei befindet sich an dieser Knochenstruktur auch der Ansatz des M. vastus lateralis,

der zusammen mit den Abduktoren eine für biomechanische Untersuchungen relevante gegenziehende Muskelschlinge bildet [40]. Der Anteil, der dem M. vastus lateralis an den Kräfteverteilungen am proximalen Femur zukommt, wurde von Pauwels nicht berücksichtigt. Pauwels zieht den M. vastus lateralis lediglich in seiner straffenden Wirkung auf den Tractus iliotibialis in Betracht. Auch wird von Pauwels übersehen, dass am Trochanter major eine Apophyse vorliegt, deren Verknöcherung erst mit dem 16. bis 20. Lebensjahr abgeschlossen ist [23]. Dass Abrissfrakturen des Trochanter major in der Kindertraumatologie praktisch nicht vorkommen [43] [47], spricht stark gegen eine abduzierende Kraft am Trochanter major, die diesen für solche Verletzungen prädisponieren würde.

Zusammengefasst kann festgestellt werden, dass sich die Modelle von Pauwels und Heimkes vor allem in der Analyse der biomechanischen Situation am Trochanter major unterscheiden.

Die hier angestellte Trabekelanalyse kann nun bei der Beantwortung der Frage hilfreich sein, ob das proximale Femur von lateral druck- oder zugbelastet wird und kann somit dazu beitragen, die eben erwähnte biomechanische Situation am Trochanter major genauer zu analysieren.

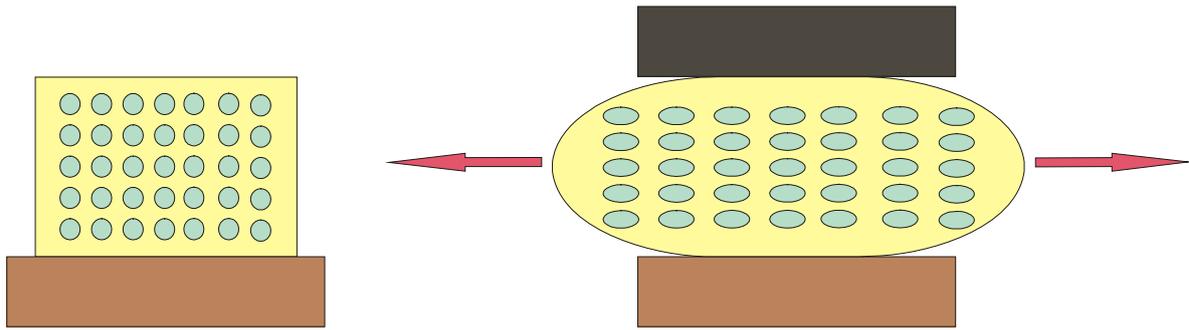
Betrachtet man zunächst den Hüftkopfbereich, so ist es eine in der Literatur durchgängig akzeptierte Tatsache, dass sich das dort prominent von kranio-medial nach kaudo-lateral ziehende Trabekelbündel aufgrund der hier wirkenden anteiligen Gewichtskraft ausbildet und damit eine Druckbelastung repräsentiert [8] [18] [26] [71] [77] [101] [105]. Dieses mediale Trabekelbündel richtet sich nach den hier vorgestellten Ergebnissen annähernd rechtwinklig sowohl zu dem in dieser Arbeit vermessenen vom inferioren Anteil des Hüftkopfes bis lateral unterhalb des Trochanter major reichenden bogenförmigen Trabekelbündel als auch zur Epiphysenfuge aus. Letzteres wird auch durch die Ergebnisse von Stiehl et al. bestätigt [105]. Skedros et al. [102] stellen dagegen fest, das mediale und das bogenförmige Bündel stünden nicht senkrecht aufeinander, sondern in einem nach latero-kaudal offenen Winkel von etwa 70°. In deren Analyse wurden aber die Schnittwinkel zwischen den Einzelbälkchen der Bündel nicht beachtet, sondern lediglich der scheinbare Hauptwinkel zwischen den Trabekelbündeln im Röntgenbild per Hand nachgezeichnet. Der Bereich, in welchem mediales und

bogenförmiges Bündel tatsächlich in ihren Einzelbälkchen aufeinandertreffen, blieb in deren Untersuchung unberücksichtigt.

Unter der in der Literatur weitgehend akzeptierten Annahme, dass sich die Trabekel entlang der Hauptbelastungsrichtung anordnen (sh. Kapitel V.1), kann geschlossen werden, dass auf die Epiphyse etwa senkrecht eine Druckkraft wirkt, die der anteiligen Gewichtskraft in den Modellen nach Pauwels und Heimkes entspricht.

Die sich zu diesem Drucktrabekel nun wiederum senkrecht orientierten Bälkchen des bogenförmigen Bündels erinnern stark an die trabekuläre Innenstruktur von Wirbelkörpern, der ebenfalls erhebliche biomechanische Bedeutung zugesprochen wird [58]. Bei entsprechenden Untersuchungen des Trabekelnetzwerkes in Wirbeln fällt auf, dass auch hier eine augenfällige trabekuläre Ordnung besteht: ein größerer Anteil an Trabekeln ist klar vertikal in kranio-kaudaler Richtung, also parallel zur hauptsächlichen (Druck-)Belastung, ein kleinerer Anteil horizontal, annähernd senkrecht zu dieser orientiert [104] [111]. Durch die vertikale Hauptbelastung entsteht nicht nur eine in kranio-kaudaler Richtung wirkende Druckkraft, sondern gleichzeitig eine (allerdings geringere) horizontal ausgerichtete Dehnung.

Dies wird anschaulich, wenn man sich einen aus einer Richtung druckbelasteten und mit zäh elastischer Flüssigkeit und ebensolchen Gummibällen gefüllten Zylinder vorstellt (vgl. Abb. V-1): auch hier nimmt die Höhe des Zylinders und der Gummibälle in der Belastungsrichtung ab bei gleichzeitiger Verformung der Gummibälle zu Ellipsoiden, wobei deren lange Halbachse senkrecht zur Belastungsrichtung orientiert ist (nach [84] [61]).



**Abb. V-1:** Ein elastischer Zylinder, der mit ebenfalls elastischen Gummibällen und einer zähen Flüssigkeit gefüllt ist, wird von oben druckbelastet. Dabei entsteht neben der Abflachung in Richtung der Druckkraft gleichzeitig eine Dehnung senkrecht zur Druckbelastungsrichtung, entlang der die langen Halbachsen der ellipsoid verformten Gummibälle ausgerichtet sind (nach [84]).

Dieses grundlegende Prinzip der Mechanik, nämlich, dass die Kompression eines Materials gleichzeitig zu einer Expansion des Materials senkrecht zur Kompressionsrichtung führt, kann durch die Poissonzahl beschrieben werden, die das Verhältnis aus relativer Dickenänderung zu relativer Längenänderung in Folge einer auf ein Material einwirkenden Kraft angibt [87].

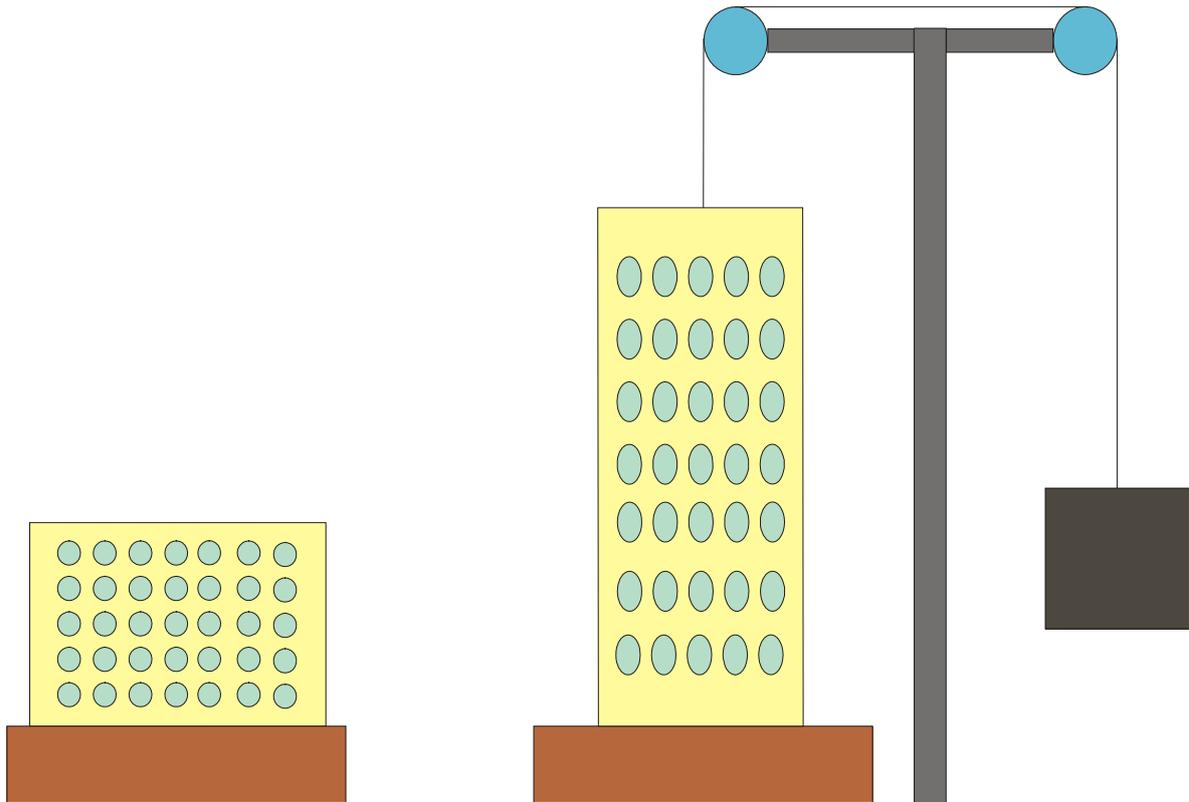
Unter Berücksichtigung dieses Prinzips und der Tatsache, dass auch Knochengewebe eine gewisse Elastizität besitzt [16] und bei Betrachtung des Verhaltens der Gummibälle im Modell wird plausibel, dass sich entlang einer solchen Dehnung, die immer zusammen mit der einwirkenden Hauptbelastung auftritt, ein Verformungsstimulus auftritt, der als mechanischer Stimulus für osteoblastische Differenzierung, osteogenetische Genexpression und damit zu Osteogenese führen kann [60] [89]. Im Ergebnis ist anzunehmen, dass sich Trabekel entlang dieses zur Hauptbelastung senkrechten Verformungsstimulus ausrichten müssten. Das horizontale Trabekelwerk im Wirbelkörper kann als biologisches Äquivalent dieser bei kranio-kaudaler Druckbelastung gleichzeitig auftretenden horizontalen Dehnung angesehen werden.

Im Hüftkopfbereich verhält es sich aber ähnlich: auch hier finden sich zwei orthogonal zueinander ausgerichtete Trabekelsysteme, von denen eines (mediales Bündel) ein Ausdruck von Druckkraft ist, das andere (bogenförmiges Bündel) als Resultat einer dadurch verursachten geringen Dehnung angenommen werden könnte, die senkrecht zur Druckbelastung orientiert ist. Dass die Knochenbälkchen des bogenförmigen Trabekelbündels im Hüftkopfbereich weniger stark ausgeprägt

sind als die des medialen Bündels kann dadurch gedeutet werden, dass auch die zur Druckkraft senkrechte Dehnung weniger stark als die Druckkraft selbst ist.

Betrachtet man nun den lateralen Abschnitt des proximalen Femurs im Bereich des Trochanter major, ist die Trabekelarchitektur ebenfalls sehr ähnlich zu der des Hüftkopfs und jener der Wirbelkörper. Das in dieser Arbeit identifizierte, in der Literatur bislang wenig beachtete und daher neu vermessene trochantäre Trabekelbündel, das vom kranialen Trochanter major nach medio-kaudal verläuft, richtet sich ebenfalls senkrecht zu den Knochenbälkchen des bogenförmigen Bündels aus. Allein die trabekelstrukturelle Entsprechung zu Knochenbereichen, in denen eine hauptsächliche Druckbelastung als gesichert gilt (Hüftkopf, Wirbelkörper) legt die Vermutung nahe, dass am Trochanter major eine von latero-kranial nach medio-kaudal orientierte Druckkraft als wesentliche Belastung wirksam ist.

Eine weitere Überlegung macht eine Druckkraft allein wegen dieser histomorphologischen Befunde wahrscheinlich. Man denke noch einmal an den weiter oben bereits angesprochene Zylinder, der mit zäh elastischer Flüssigkeit und elastischen Gummibällen gefüllt ist. Wenn man diesen Zylinder dehnt (vgl. Abb. V-2), dann verformen sich die Gummibälle wiederum zu Ellipsoiden, allerdings sind nun deren lange Halbachsen parallel zur Dehnungsrichtung ausgerichtet. Ein Zug erzeugt an diesem Modell also keine Strukturen, die senkrecht zur Zugachse orientiert sind.



**Abb. V-2:** Ein elastischer Zylinder, der mit elastischen Gummibällen und einer zähen Flüssigkeit gefüllt ist, wird einer Zugbelastung ausgesetzt. Die Gummibälle verformen sich dabei zu Ellipsoiden, deren lange Halbachsen parallel zur Richtung der Zugkraft eingestellt sind.

In der Übertragung auf die Kräftesituation am Trochanter major, dem hier analysierten Trabekelwerk und unter der begründeten Annahme, dass sich die Knochenbälkchen entlang der wesentlichen Belastungen ausrichten (sh. Kapitel V.1), wäre ein bogenförmiges Trabekelbündel, das sich senkrecht zu einem *Zugbündel* ausrichtet, also kaum denkbar. Dieser Schluss legt die Vermutung nahe, dass eben auch am Trochanterbereich eine Druckbelastung wirkt, dieser also nicht in erster Linie über die Muskelkraft der Abduktoren zugbelastet wird.

Ein solcher Befund unterstützt die Annahme einer auf der Trochanterapophyse senkrecht wirkenden resultierenden Druckkraft  $R_t$ , wie sie im Heimkes'schen Modell gefordert wird und macht gleichzeitig einen durch Abduktoren hauptsächlich auf Zug belasteten Trochanter major unwahrscheinlich.

Es sei an dieser Stelle betont, dass mit dieser Analyse nicht in Zweifel gezogen wird, dass im Schenkelhals ein Biegemoment wirkt; es wird lediglich konstatiert, dass sowohl im Hüftkopf- als auch im Trochanter-major-Bereich eine Druckkraft

wirkt. Welche Auswirkungen diese Kräftekonstellation auf Kraftmomente im Schenkelhalsbereich hat, bleibt Gegenstand weiterer Forschung.

Die durch das bogenförmige Bündel erfolgte Querverstrebung im Hüftkopf- und Trochanter major-Bereich ist biomechanisch sehr bedeutsam: dies wird vor allem anschaulich, wenn man an osteoporotisch veränderte Knochen denkt, bei welchen eben gerade diese Querverstrebungen degenerieren [101] [111]. Hierbei nimmt die Frakturanfälligkeit stark zu durch, wie Uchiyama et al. sehr zutreffend festgestellt haben, eine Erhöhung der strukturellen Anisotropie, in diesem Fall also der Richtungsabhängigkeit der Belastbarkeit des Knochens [111]. Während nicht-osteoporotischer Knochen mit intakten trabekulären Querverstrebungen auch Krafterwirkungen überstehen kann, die nicht genau in der Hauptbelastungsrichtung einwirken (hier werden dabei entstehende Scherkräfte eben durch die Querverstrebung aufgefangen), ist der osteoporotische Knochen, dessen Verstrebungen nicht mehr intakt sind, in diesem Fall sehr frakturgefährdet.

Es sollte abschließend nicht unerwähnt bleiben, dass unter Anwendung des Heimkes-Modells einige klinische Beobachtungen in der Orthopädie erklärt werden konnten [44] [43] [38] [39] [51] [64] [42]. Fabeck et al. [28] beschäftigen sich mit Erklärungen für die physiologische Abnahme der Femur-Anteversion während des Wachstums. Es wird festgestellt, dass die Abnahme der Femur-Anteversion und die Abnahme des CCD-Winkels simultan ablaufen. „Zielpunkt“ dieser Entwicklung sei es, dass die Epiphysenfuge am Hüftkopf während der Maximalbelastung in der Einbeinphase des Gehens sowohl in der Frontal- wie auch der Transversalebene senkrecht zur Resultierenden  $R$  (anteilige Gewichtskraft) eingestellt sei, um Scherkräfte zu vermeiden. Den Wachstumsreiz, der solche Veränderungen während der Entwicklung hervorbringen könne, sehen die Autoren eben einerseits in der Resultierenden  $R$ , die die Veränderungen im Hüftkopfbereich steuere, wie auch in der Trochanterresultierenden  $R_t$ , die das Wachstum des Trochanter major beeinflusse.

Jouve et al. [54] deuten die Abnahme des CCD-Winkels ebenfalls durch ein Wachstum des Trochanter major, welches eben durch die Trochanterresultierende  $R_t$  stimuliert werde.

Eilert et al. [25] verwenden das Heimkes-Modell, um bei Trochanter-major-Transfer-Operationen bei Coxa brevis biomechanisch sinnvolle computergestützte Operationsplanungen durchzuführen.

Sheffelbine und Carter [99] gelingt es mit Hilfe der Heimkes-Hypothese als biomechanische Grundlage ihrer Finite-Elemente-Analyse, sowohl die Abnahme des Anteversionswinkels bei gesunden Kindern, als auch dessen Zunahme bei Kindern mit Zerebralparalyse zu deuten.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass gemäß der Interpretation der hier vorgestellten Ergebnisse das proximale Femur am Trochanter major während des Einbeinstandes tatsächlich druckbelastet wird und damit ein Hinweis darauf vorliegt, dass das Heimkes-Modell eine notwendige Ergänzung der Pauwels'schen Theorie der Kräfteverteilung am proximalen Femur ist, auch wenn unbestritten bleibt, dass beide Theorien die physiologische Situation vereinfachen (kapsulo-ligamentäre Kräfte bleiben beispielsweise gänzlich unberücksichtigt) [3] [24] [59].

Endgültige Aussagen zu treffen, ist jedoch in kaum einem Bereich der Wissenschaft wirklich möglich: die Techniken von morgen werden weiterhin die Ergebnisse von heute in Frage stellen und daher hat jede Form von Erkenntnis auch immer den Charakter eines Zwischenergebnisses. Man muss sich in der Forschung dessen bewusst bleiben und offenen Auges weiterhin kritisch auch die vermeintlich unangefochtenen Vorstellungen immer wieder überprüfen.

## VI Anhang

### 1. Fotos der untersuchten Femora



**Abb. VI-1: Femur 1**



**Abb. VI-2: Femur 2**



**Abb. VI-3: Femur 3**



**Abb. VI-4: Femur 4**



**Abb. VI-5: Femur 5**



**Abb. VI-6: Femur 6**



**Abb. VI-7:** Femur 7



**Abb. VI-8:** Femur 8



**Abb. VI-9:** Femur 9



**Abb. VI-10:** Femur 10

## 2. Ermittelte Bälkchenwinkel von Trabekeln des bogenförmigen Bündels zur Vertikalen

### Femur 1 – Schnitt 1 - kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	54,22	43,81	69,21	90,06	145,55	157,56	142,49	175,02
<b>angle 2</b>	59,1	63,5	79,28	79,44	116,63	152,16	144,25	
<b>angle 3</b>	59,1	63,5	82,21	84,53	161,63	136,91	132,05	
<b>angle 4</b>	43,81	86,25	83,22	86,48	139,46	106,01	144,52	
<b>angle 5</b>		57,16	71,63	82,94	153,5	137,35	128,43	
<b>angle 6</b>		70,62	70,77	78,75	138,07	121,49	150,48	
<b>angle 7</b>		57,59	69,84	84,87	135,06	148,05	178,32	
<b>angle 8</b>		70,62	84,87	125,05	118,36	127,36	173,99	
<b>angle 9</b>		83,35	81,63	65,29		145,37		
<b>angle 10</b>		63,5		91		117,82		
<b>angle 11</b>		60,08		127,94		142,49		
<b>angle 12</b>		57,16		119,42				
<b>angle 13</b>		69,21						
<b>angle 14</b>		79,28						
<b>AVERAGE</b>	54,06	66,12	76,96	92,98	138,53	135,69	149,32	175,02

### Femur 1 – Schnitt 1 - kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>		57,86	69,25	84,05	153,5	143,81	150,81
<b>angle 2</b>		61,45	41,48	76,61	127,94	141,07	157,02
<b>angle 3</b>		53,81	45,06	81,63	129,15	152,51	167,34
<b>angle 4</b>		64,86	86,69	90,06	138,07	140,25	158,61
<b>angle 5</b>		52,49	66,25		104,1	141,77	146,37
<b>angle 6</b>			84,05		135,06	160,41	178,51
<b>angle 7</b>					127,94		157,23
<b>angle 8</b>					142,49		179,94
<b>angle 9</b>							177,9
<b>angle 10</b>							179,94
<b>angle 11</b>							151,62
<b>angle 12</b>							164,47
<b>AVERAGE</b>		58,09	65,46	83,09	132,28	146,64	164,15

Femur 1 – Schnitt 2 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	59,99	51,4	82,47	83,35	120,22	129,87	118,67	170,97
<b>angle 2</b>	56,37	51,9	68,56	90,06	130,97	132,15	164,01	179
<b>angle 3</b>	51,4	70,41	82,63	84,47	122,93	119,54	176,25	176,63
<b>angle 4</b>		80,97	68,26	77,26	131,25	130,16	149,51	177,84
<b>angle 5</b>		54,22	42,05	84,87	133,66	138,3	170,6	175,49
<b>angle 6</b>		51,77	95,5	85,3	124,88	146,37	164,54	
<b>angle 7</b>		83,58	76,67	141,64	135,06	132,77	164,28	
<b>angle 8</b>		45,06	69,5	104,59	147,59	124,57	179	
<b>angle 9</b>		82,47	71,63	120,22	129,87	146,88	172,06	
<b>angle 10</b>			66,86			140,97		
<b>angle 11</b>						118,67		
<b>AVERAGE</b>	55,92	63,53	72,41	96,86	130,71	132,75	162,10	175,99

Femur 1 – Schnitt 2 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>		52,58	54,22	47,04	129,87	145,37	161,63
<b>angle 2</b>		29,35	52,19	57,33	136,91	144,04	154,95
<b>angle 3</b>		49,74	80,6	84,35	135,06	143,68	142,88
<b>angle 4</b>		64,09		87,77	128,72	153,98	149,99
<b>angle 5</b>				106,45	128,11	147,59	147,9
<b>angle 6</b>					142,83		178,7
<b>angle 7</b>					142,83		176,35
<b>angle 8</b>							178,09
<b>AVERAGE</b>		48,94	62,34	76,59	134,90	146,93	161,31

Femur 1 – Schnitt 3 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	45,06	60,32	53,49	81,09	125,28	103,69	147,33	179,14
<b>angle 2</b>	55,37	50,77	74,11	68,05	112,68	127,13	130,66	
<b>angle 3</b>		53,19	67,13	87,67	119,31	142,97	158,81	
<b>angle 4</b>		83,48		75,13	127,36	125,28	138,07	
<b>angle 5</b>		54,67		86,37	126,77	139,15	142,83	
<b>angle 6</b>		76,56		78,75	127,24	131,69	160,52	
<b>angle 7</b>		58,05		110,2	135,06	126,18	163,36	
<b>angle 8</b>		85,09			103,69	132,46	152,16	
<b>angle 9</b>					127,13	135,37	147,33	
<b>angle 10</b>						136,8	148,05	
<b>angle 11</b>						150,58	152,8	
<b>angle 12</b>						132,05	154,65	
<b>angle 13</b>							174,68	
<b>angle 14</b>							169,98	
<b>angle 15</b>							176,12	
<b>angle 16</b>							160,77	
<b>angle 17</b>							172,94	
<b>angle 18</b>							179,94	
<b>angle 19</b>							166,56	
<b>angle 20</b>							172,21	
<b>angle 21</b>							175,86	
<b>AVERAGE</b>	50,22	65,27	64,91	83,89	122,72	131,95	159,32	179,14

Femur 1 – Schnitt 3 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>		46,23	56,88	52,19	124,22	148,12	160,08
<b>angle 2</b>		48,87	56,79	56,95	133,68	143,68	142,83
<b>angle 3</b>		59,48	82,63	63,5	115,26	148,05	141,4
<b>angle 4</b>		56,88	79,57	79,11	114,83	165,13	157,54
<b>angle 5</b>			66,63	135,06	148,12	135,06	142,19
<b>angle 6</b>			81,53	119,54		171,53	142,77
<b>angle 7</b>						147,49	177,55
<b>angle 8</b>						160,08	155,04
<b>angle 9</b>							179,94
<b>AVERAGE</b>		52,87	70,67	84,39	127,22	152,39	155,48

Femur 1 – Schnitt 4 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	58,3	61,01	60,58	84,05	137,35	149,1	149,1	169,2
<b>angle 2</b>	25,44	57,78	67,23	90,06	127,94	126,93	156,7	173,08
<b>angle 3</b>	56,37	55,77	63,5	90,06	129,15	140,77	135,06	
<b>angle 4</b>		45,06	54,84	90,06	137,18	151,01	157,95	
<b>angle 5</b>		62,51	59,59	143,68	130,3	169,44	157,95	
<b>angle 6</b>		60,58	76,35	86,69	131,48	135,06	167,53	
<b>angle 7</b>		67,23		137,35	128,22		157,07	
<b>angle 8</b>		63,5			123,09		167,45	
<b>angle 9</b>					148,05		168,17	
<b>AVERAGE</b>	46,70	59,18	63,68	103,14	132,53	145,39	157,44	171,14

Femur 1 – Schnitt 4 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	51,59	60,32	50,25	79,76	130,66	148,3	147,2
<b>angle 2</b>		74,11	50,77	83,72	133,51	150,58	151,34
<b>angle 3</b>		81,31	55,55	92,92	127,24	145,68	162,38
<b>angle 4</b>		69,02	84,35	139,82	156,1	146,37	153,5
<b>angle 5</b>		61,99	57,16	138,43	142,88	153,5	169,6
<b>angle 6</b>		50,25	77,97		144,39	149,1	169,35
<b>angle 7</b>		50,77	56,37		142,49	142,49	171,93
<b>angle 8</b>			74,81		145,77	147,2	145,55
<b>angle 9</b>						151,34	176,25
<b>angle 10</b>							179,94
<b>angle 11</b>							171,75
<b>angle 12</b>							176,57
<b>angle 13</b>							2,14
<b>AVERAGE</b>	51,59	63,97	63,40	106,93	140,38	148,28	152,12

Femur 1 – Schnitt 5 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	61,99	72,53	71,63	51,4	157,68	140,59	138,43	171,41
<b>angle 2</b>	65,91	60,32	77,8	58,23	134,18	122,8	139,7	170,05
<b>angle 3</b>	59,48	62,51	62,59	135,97	118,67	143,19	140,77	171,59
<b>angle 4</b>		48,07	80,6	113,05	150,7	132,2	137,35	
<b>angle 5</b>		71,63	85,3	134,28	138,87	137,18	139,46	
<b>angle 6</b>		77,8	53,53		125,81	147,23	163,62	
<b>angle 7</b>					141,69	125,6	159,02	
<b>angle 8</b>					124,17	138,43	166,49	
<b>angle 9</b>					133,32		167,34	
<b>angle 10</b>					142,43		179,7	
<b>angle 11</b>					140,59		178,76	
<b>angle 12</b>							177,94	
<b>angle 13</b>							171,41	
<b>angle 14</b>							170,05	
<b>AVERAGE</b>	62,46	65,48	71,91	98,59	137,10	135,90	159,29	171,02

Femur 1 – Schnitt 5 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	43,62	61,76	66,86	62,41	122,07	135,06	155,04
<b>angle 2</b>	61,76	71,63	53,53	90,06	120,2	154,5	147,33
<b>angle 3</b>		47,35	72,53	90,06	143,68	141,61	151,56
<b>angle 4</b>		85,3	56,37	137,04	143,59	137,55	166,28
<b>angle 5</b>		74,11	62,41		135,06	123,75	178,76
<b>angle 6</b>		61,31				143,02	159,02
<b>angle 7</b>						153,5	163,56
<b>angle 8</b>						155,04	178,1
<b>AVERAGE</b>	52,69	66,91	62,34	94,89	132,92	143,00	162,46

Femur 2 – Schnitt 1 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	70,77	63,5	67,23	68,81	148,45	122,8	165,32
<b>angle 2</b>	69,02	51,4	71,63	84,05	141,83	129,15	163,83
<b>angle 3</b>	71,63	69,21	63,5	136,72	126,31	135,06	168,65
<b>angle 4</b>	71,63	67,89	76,44	92	139,82	136,8	179,94
<b>angle 5</b>	85,66	66,56	71,63	142,58	140,59	142,76	176,97
<b>angle 6</b>	73,67	67,23	86,64	126,31	145,77	164,54	
<b>angle 7</b>	63,5	71,63	81,93		135,06		
<b>angle 8</b>	51,4		75,13		136,46		
<b>angle 9</b>					119,16		
<b>angle 10</b>					122,8		
<b>AVERAGE</b>	69,66	65,35	74,27	108,41	135,63	138,52	170,94

Femur 2 – Schnitt 1 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	61,01	74,31	56,37	90,06	145,77	141,4	161,63
<b>angle 2</b>	51,4	54,84	73,13	81,53	142,19	151,01	165,64
<b>angle 3</b>	74,31	85,09	70,77	86,69	145,68	144,75	167,53
<b>angle 4</b>		67,81		142,58	145,07	168,62	175,66
<b>angle 5</b>				77,53	132,57	173,83	168,65
<b>angle 6</b>				136,7	125,05	160,64	166,82
<b>angle 7</b>				133,09		155,04	
<b>angle 8</b>				135,06			
<b>AVERAGE</b>	62,24	70,51	66,76	110,41	139,39	156,47	167,66

Femur 2 – Schnitt 2 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	55,95	54,84	58,45	76,67	132,05	146,37	167,77
<b>angle 2</b>	56,37	77,53	57,16	76,02	121,2	140,77	160,31
<b>angle 3</b>	57,04	47,79	72,96	115,18	122,07	129,15	146,37
<b>angle 4</b>	70,88	72,96	71,03	118,13	137,92	132,33	172,39
<b>angle 5</b>	48,07	62,16	74,66	81,53	133,47	139,46	176,12
<b>angle 6</b>	72,96	75,13	66,83	86,12	118,67	145,77	159,92
<b>angle 7</b>		58,45	80,6	129,05	120,53	143,81	176,18
<b>angle 8</b>		57,16	75,57	123,37	126,31	157,81	176,63
<b>angle 9</b>			76,67	121,2	137,79	164,81	178,94
<b>angle 10</b>				132,05		173,35	176,88
<b>AVERAGE</b>	60,21	63,25	70,44	105,93	127,78	147,36	169,15

Femur 2 – Schnitt 2 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	56,37	53,19	71,09	80,6	122,07	124,57	167,53
<b>angle 2</b>		68,26	54,03	92,26	140,25	140,97	161,03
<b>angle 3</b>		77,53	66,1	85,82	129,15	146,37	178,79
<b>angle 4</b>		57,16	66,86	126,39	145,18	143,08	176,12
<b>angle 5</b>		49,82	61,45	122,07	126,93	164,81	175,73
<b>angle 6</b>					135,06	164,54	174,49
<b>angle 7</b>					144,52	161,03	176,18
<b>angle 8</b>					124,57		
<b>angle 9</b>					140,97		
<b>AVERAGE</b>	56,37	61,19	63,91	101,43	134,30	149,34	172,84

Femur 2 – Schnitt 3 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	63,5	79,44	61,25	85,66	144,52	145,27	144,03
<b>angle 2</b>	63,5	46,33	74,81	83,35	110,04	147,78	162,22
<b>angle 3</b>	81,31	57,59	64,86	85,66	131,48	156,43	166,56
<b>angle 4</b>	78,17	53,68	66,86	55,9	116,63	130,97	168,05
<b>angle 5</b>	60,13	43,84	81,63	88,32	129,62	122,53	163,36
<b>angle 6</b>	79,44	65,61	74,54	45,06	121,02	119,81	167,86
<b>angle 7</b>		49,15	81,63	84,87	119,31	133,51	167,07
<b>angle 8</b>			85,66	122,34	108,98	139,46	170,06
<b>angle 9</b>			83,35	144,52	122,8	135,8	175,2
<b>angle 10</b>					122,26		174,05
<b>angle 11</b>							161,24
<b>angle 12</b>							174,62
<b>angle 13</b>							171,19
<b>AVERAGE</b>	71,01	56,52	74,95	88,41	122,67	136,84	166,58

Femur 2 – Schnitt 3 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	63,5	67,28	81,93	79,57	82,21	132,77	128,48
<b>angle 2</b>	63,5	78,75	57,04	71,63	145,98	136,91	167,68
<b>angle 3</b>	54,22	66,1	82,36	75,13	127,36	173,54	168,93
<b>angle 4</b>	62,3	62,51	83,72	77,97	121,02	139,46	171,56
<b>angle 5</b>	67,28	76,67	80,97	81,53	135,06	167,26	177,86
<b>angle 6</b>	78,75	81,93	78,43	89,06	135,06	128,48	174,05
<b>angle 7</b>	66,1	62,71	79,57	82,15	132,77		162,71
<b>angle 8</b>		84,87		80,6			173,72
<b>angle 9</b>		64,6		82,21			
<b>AVERAGE</b>	65,09	71,71	77,72	79,98	125,64	146,40	165,62

Femur 2 – Schnitt 4 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	71,63	76,02	51,9	73,6	122,89	137,77	138,87
<b>angle 2</b>	45,06	64,6	65,04	129,53	114,29	133,84	142,37
<b>angle 3</b>	76,02	68,81	74,11	126,59	94,15	147,59	136,8
<b>angle 4</b>	70,08	84,48	120,44	129,05	132,57	127,36	171,81
<b>angle 5</b>				123,75	123,08	149,59	133,59
<b>angle 6</b>				122,89		131,07	149,1
<b>angle 7</b>				121,39		133,98	173,39
<b>angle 8</b>				90,06		138,87	179,94
<b>angle 9</b>				114,29			171,31
<b>angle 10</b>				94,15			178,84
<b>angle 11</b>							167,86
<b>angle 12</b>							165,59
<b>angle 13</b>							176,63
<b>angle 14</b>							176,48
<b>angle 15</b>							166,61
<b>AVERAGE</b>	65,70	73,48	77,87	112,53	117,40	137,51	161,95

Femur 2 – Schnitt 4 – kaudale Sektionen

	<b>section 1</b>	<b>section 2</b>	<b>section 3</b>	<b>section 4</b>	<b>section 5</b>	<b>section 6</b>	<b>section 7</b>
<b>angle 1</b>	61,45	70,62	61,45	73,36	145,07	124,57	162,96
<b>angle 2</b>	74,11	75,53	74,81	78,75	130,37	139,46	167,97
<b>angle 3</b>	70,62	49,46	71,63	71,63	133,66	163,87	174,46
<b>angle 4</b>		65,62	56,37	101,95	132,33	162,96	171,31
<b>angle 5</b>		57,44	54,03	122,26			169,69
<b>angle 6</b>		61,45	79,97				179,94
<b>angle 7</b>			78,75				173,18
<b>angle 8</b>			71,63				176,63
<b>angle 9</b>							170,6
<b>AVERAGE</b>	68,73	63,35	68,58	89,59	135,36	147,72	171,86

Femur 2 – Schnitt 5 – kraniale Sektionen

	<b>section 1</b>	<b>section 2</b>	<b>section 3</b>	<b>section 4</b>	<b>section 5</b>	<b>section 6</b>	<b>section 7</b>
<b>angle 1</b>	47,35	71,63	84,35	65,62	145,55	128,43	165,38
<b>angle 2</b>	61,76	61,25	74,54	52,65	139,18	133,51	166,02
<b>angle 3</b>	60,58	78,29	82,15	90,06	135,88	140,01	170,81
<b>angle 4</b>	47,79	70,52	59,41	76,49	144,03	136,53	164,11
<b>angle 5</b>	49,6	56,37	66,86	49,15	144,75	132,33	162,18
<b>angle 6</b>	71,63	68,26	56,37	139,18	117,66		177,33
<b>angle 7</b>	52,19	84,35	66,25	135,88	131,34		177,99
<b>angle 8</b>		83,72		127,47	124,65		176,59
<b>angle 9</b>				129,53	122,8		
<b>angle 10</b>				145,55			
<b>AVERAGE</b>	55,84	71,80	69,99	101,16	133,98	134,16	170,05

Femur 2 – Schnitt 5 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	64,42	61,01	68,26	129,41	130,37	162,32	
<b>angle 2</b>	51,4	58,56	82,94	121,76	129,87	164,11	
<b>angle 3</b>	42,77	64,86	130,09	112,68	138,56	178,21	
<b>angle 4</b>	49,82	53,19	113,26	132,05	145,61	177,99	
<b>angle 5</b>	55,68	56,37	117,96	143,19	133,09	177,46	
<b>angle 6</b>		65,04	141,9	129,53	156,86		
<b>angle 7</b>		72,53	85,97	130,37	155,12		
<b>angle 8</b>		64,71	141,4	129,87	138,8		
<b>angle 9</b>		59,1	129,53				
<b>angle 10</b>		50,77	112,68				
<b>angle 11</b>		67,68					
<b>angle 12</b>		61,45					
<b>angle 13</b>		78,75					
<b>angle 14</b>		88,15					
<b>angle 15</b>		79,76					
<b>angle 16</b>		68,26					
<b>AVERAGE</b>	52,82	65,64	112,40	128,61	141,04	172,02	

Femur 3 – Schnitt 1 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4
<b>angle 1</b>	52,48	85,97	90,06	90,06
<b>angle 2</b>	52,38	83,22	55,07	90,06
<b>angle 3</b>	68,46	39,81	60,32	90,06
<b>angle 4</b>	68,26	48,37	54,52	98,81
<b>angle 5</b>	52,31	64,8	61,67	72,96
<b>angle 6</b>	59,04	90,06	77,53	104,1
<b>angle 7</b>	47,18	87,05	86,25	81,93
<b>angle 8</b>	48,81	39,15	86,16	94,46
<b>angle 9</b>	42,05	32,74	78,75	85,3
<b>angle 10</b>	36,37	90,06	99,35	
<b>angle 11</b>	51,4			
<b>angle 12</b>	85,97			
<b>angle 13</b>	83,22			
<b>AVERAGE</b>	57,53	66,12	74,97	89,75

Fortsetzung: Femur 3 – Schnitt 1 kraniale Sektion

	section 5	section 6	section 7	section 8	section 9
<b>angle 1</b>	132,94	140,89	135,06	152,23	7,1
<b>angle 2</b>	102,74	122,68	126,9	147,59	16,5
<b>angle 3</b>	132,86	131,07	123,17	141,61	12,8
<b>angle 4</b>	123,08	145,47	114,5	156	19,1
<b>angle 5</b>	156,43	111,86	117,9	156,4	
<b>angle 6</b>	135,06	116,63	157,4	157,3	
<b>angle 7</b>	121,67	114,68	164,54	172,9	
<b>angle 8</b>	113	129,87	142,65	164,5	
<b>angle 9</b>	116,63	136,23	157,64	174,3	
<b>angle 10</b>		146,9	155,2	162,1	
<b>angle 11</b>		142,83	155,2	179,9	
<b>angle 12</b>		138,43		167,7	
<b>AVERAGE</b>	126,05	131,46	140,92	161,04	13,88

Femur 3 – Schnitt 1 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	36,4	86,2	79,6	99,4	132,9	129,6	133,7	161,6
<b>angle 2</b>	46,8	50,8	90,1	92,3	117,5	162,6	156,1	166,1
<b>angle 3</b>	47,5	42,2	66,9	90,1	116,6	115,3	156,1	146,9
<b>angle 4</b>	89,9	67,3	71,6	84,1	86,7	124,8	161,5	175,4
<b>angle 5</b>	92	60,5	73,7	86,1	90,1	118	145,1	170,1
<b>angle 6</b>	36,1	55,7		92,3	122,1	127,4	154,5	154,8
<b>angle 7</b>					152,4	135,1	151,1	173,4
<b>angle 8</b>					115,3	130,3	153,5	163
<b>angle 9</b>					127,9	144		170,9
<b>angle 10</b>					111,9	171,4		175,8
<b>angle 11</b>					112,3			177,7
<b>angle 12</b>					129,6			
<b>angle 13</b>					148,7			
<b>angle 14</b>					170,6			
<b>AVERAGE</b>	58,12	60,45	76,38	90,72	123,90	135,85	151,45	166,88

Femur 3 – Schnitt 2 – kraniale Sektionen

	<b>section 1</b>	<b>section 2</b>	<b>section 3</b>	<b>section 4</b>
<b>angle 1</b>	51	35,37	42,77	58,63
<b>angle 2</b>	49,63	42,2	47,55	82,2
<b>angle 3</b>	43,66	49,82	84,87	68,26
<b>angle 4</b>	35,37	43,21	50,77	60,31
<b>angle 5</b>		42,93	52,49	104,1
<b>angle 6</b>		54,22	53,19	90,06
<b>angle 7</b>		45,06	50,25	106,32
<b>angle 8</b>			58,63	60,32
<b>angle 9</b>			69,02	109,97
<b>AVERAGE</b>	44,92	44,69	56,62	82,24

Fortsetzung: Femur 3 – Schnitt 2 – kraniale Sektionen

	<b>section 5</b>	<b>section 6</b>	<b>section 7</b>	<b>section 8</b>	<b>section 9</b>
<b>angle 1</b>	109,97	92,91	122,65	96,69	148,63
<b>angle 2</b>	91,9	93,18	154,35	123,75	168,88
<b>angle 3</b>	100,07	122,65	129,87	155,16	164,66
<b>angle 4</b>	98,68	124,11	124,76	140,2	174,9
<b>angle 5</b>	124,28	108,5	119,64	118,36	
<b>angle 6</b>	100,07	104,32	116,63	142,06	
<b>angle 7</b>		111,51	129,15	186	
<b>angle 8</b>		115,66	111,6	151,92	
<b>angle 9</b>		122,17	122,06	155,3	
<b>angle 10</b>		134,32	150	166,03	
<b>angle 11</b>		146,37	123,75	148,75	
<b>angle 12</b>			140,2	152,16	
<b>angle 13</b>				154,38	
<b>angle 14</b>				166,41	
<b>angle 15</b>				174,7	
<b>AVERAGE</b>	104,16	115,97	128,72	148,79	164,27

Femur 3 – Schnitt 2 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	64,78	64,78	62,3	46,7	106,01	93,18	119,42	146,01
<b>angle 2</b>		54,52	52,19	58,05	99,03	104,32	142,19	151,95
<b>angle 3</b>		55,95	45,06	30,45	81,31	124,88	140,25	167,48
<b>angle 4</b>		46,8	49,82	54,52	100,07	142,76	148,63	165,84
<b>angle 5</b>			50,97	69,84	94,3	126,93	119,63	172,24
<b>angle 6</b>			46,7	49,46	119,11	125,28	116,63	168,8
<b>angle 7</b>			58,05	99,03	112,68	127,94	151,95	166
<b>angle 8</b>				87,67	102,33	119,42	149,41	174,7
<b>angle 9</b>				106,01	93,18	142,19	146,01	166
<b>angle 10</b>					86,12			
<b>AVERAGE</b>	64,78	55,51	52,16	66,86	99,41	122,99	137,12	164,34

Femur 3 – Schnitt 3 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4
<b>angle 1</b>	49,46	58,45	48,64	81,93
<b>angle 2</b>	45,06	90,06	72,71	45,06
<b>angle 3</b>	38,72	65,62	51,4	110,61
<b>angle 4</b>	38,72	65,91	76,02	81,74
<b>angle 5</b>	70,77	53,81	51,4	121,02
<b>angle 6</b>		51,4	69,02	95,03
<b>angle 7</b>		60,58		86,97
<b>angle 8</b>		71,63		
<b>angle 9</b>		63,5		
<b>angle 10</b>		79,76		
<b>angle 11</b>		42,77		
<b>angle 12</b>		45,06		
<b>angle 13</b>		50,77		
<b>angle 14</b>		48,64		
<b>angle 15</b>		54,03		
<b>AVERAGE</b>	48,55	60,13	61,53	88,91

Fortsetzung: Femur 3 – Schnitt 3 – kraniale Sektionen

	<b>section 5</b>	<b>section 6</b>	<b>section 7</b>	<b>section 8</b>	<b>section 9</b>
<b>angle 1</b>	121,02	116,63	125,46	150,93	161,09
<b>angle 2</b>	140,77	112,26	135,06	140,5	179,04
<b>angle 3</b>	121,02	129,49	116,63	147,04	175,74
<b>angle 4</b>	101,75	119,38	135,06	141,4	
<b>angle 5</b>	95,03	123,34	112,44	137,18	
<b>angle 6</b>	116,63	118,13	124,35	154,65	
<b>angle 7</b>	112,26	127,3	132,46	160,08	
<b>angle 8</b>	132,57	107,16	132,33	151,45	
<b>angle 9</b>		125,46	135,06	151,22	
<b>angle 10</b>		135,06	104,1	144,42	
<b>angle 11</b>		116,63	105	149,48	
<b>angle 12</b>			153,5	155,76	
<b>angle 13</b>			150,93	164,54	
<b>angle 14</b>			142,37	161,09	
<b>angle 15</b>			140,5	165,23	
<b>angle 16</b>				167,41	
<b>angle 17</b>				159,5	
<b>angle 18</b>				173,9	
<b>angle 19</b>				166,3	
<b>AVERAGE</b>	117,63	120,99	129,68	154,85	171,96

Femur 3 – Schnitt 3 – kaudale Sektionen

	<b>section 1</b>	<b>section 2</b>	<b>section 3</b>	<b>section 4</b>	<b>section 5</b>	<b>section 6</b>	<b>section 7</b>	<b>section 8</b>
<b>angle 1</b>	50,77	54,52	60,32	86,37	90,06	130,21	158,26	152,76
<b>angle 2</b>		41,48	36,09	84,35	79,44	108,5	155,62	147,04
<b>angle 3</b>		51,77	60,32	59,1	92,92	137,11	130,36	150,32
<b>angle 4</b>		51,4	45,06	83,35	90,06	154,29		
<b>angle 5</b>		36,09	71,63	62	112,99	117,76		
<b>angle 6</b>			64,71	93,43	139,82			
<b>angle 7</b>				79,94	130,21			
<b>angle 8</b>					118,13			
<b>AVERAGE</b>	50,77	47,05	56,36	78,36	106,70	129,57	148,08	150,04

Femur 3 – Schnitt 4 – kraniale Sektionen

	<b>section 1</b>	<b>section 2</b>	<b>section 3</b>	<b>section 4</b>
<b>angle 1</b>	50,66	55,55	42,33	68,81
<b>angle 2</b>	51,9	65,29	42,77	85,66
<b>angle 3</b>	52,83	59,59	84,05	68,81
<b>angle 4</b>	56,37	60,7	49,82	84,05
<b>angle 5</b>	57,04	42,05	51,4	85,97
<b>angle 6</b>	65,29	59,1	46,61	87,67
<b>angle 7</b>		55,07	68,81	90,06
<b>angle 8</b>		45,06	85,66	
<b>angle 9</b>			68,81	
<b>AVERAGE</b>	55,68	55,30	60,03	81,58

Fortsetzung: Femur 3 – Schnitt 4 – kraniale Sektionen

	<b>section 5</b>	<b>section 6</b>	<b>section 7</b>	<b>section 8</b>	<b>section 9</b>
<b>angle 1</b>	127,94	135,72	130,49	150,58	148,36
<b>angle 2</b>	110,04	128,99	122,07	151,67	151,67
<b>angle 3</b>	90,06	126,59	130,3	151,89	168,37
<b>angle 4</b>	128,22	138,07	137,11	151,99	154,83
<b>angle 5</b>	128,22	136,61	142,97	145,62	170,81
<b>angle 6</b>	129,78	124,12	155,83	145,28	171,31
<b>angle 7</b>	129,05	128,22	135,06	151,89	178,12
<b>angle 8</b>	120,13	130,49	126,09	145,37	176,16
<b>angle 9</b>	97,83		138,64	157,89	
<b>angle 10</b>	108,5		147,04	159,29	
<b>angle 11</b>			156,31	153,96	
<b>angle 12</b>				150,52	
<b>angle 13</b>				158,52	
<b>angle 14</b>				148,36	
<b>angle 15</b>				161,36	
<b>AVERAGE</b>	116,98	131,10	138,36	152,28	164,95

Femur 3 – Schnitt 4 – kaudale Sektionen

	<b>section 1</b>	<b>section 2</b>	<b>section 3</b>	<b>section 4</b>
<b>angle 1</b>	57,04	65,04	42,33	57,16
<b>angle 2</b>		48,43	58,45	90,06
<b>angle 3</b>		54,22	40,97	83,35
<b>angle 4</b>		41,69	58,38	90,06
<b>angle 5</b>		42,33	68,26	
<b>angle 6</b>		47,79	57,16	
<b>angle 7</b>			73,36	
<b>AVERAGE</b>	57,04	49,92	56,99	80,16

Fortsetzung: Femur 3 – Schnitt 4 – kaudale Sektionen

	<b>section 5</b>	<b>section 6</b>	<b>section 7</b>	<b>section 8</b>	<b>section 9</b>
<b>angle 1</b>	90,06	131,94	122,07	165,91	162,32
<b>angle 2</b>	162,2	143,87	127,52	143,59	
<b>angle 3</b>	110,04	120,04	133,51	155,83	
<b>angle 4</b>	122,07	121,67	137,18	150,63	
<b>angle 5</b>	139,96	130,24	138,64	157,23	
<b>angle 6</b>	119,11	101,37	140,25	153,5	
<b>angle 7</b>	137,66	136,28	144,22	161,03	
<b>angle 8</b>	131,94	140,97	144,35	159,29	
<b>angle 9</b>		137,18	146,95	157,44	
<b>angle 10</b>		119,81		157,78	
<b>angle 11</b>		126,09		162,32	
<b>angle 12</b>		127,52			
<b>AVERAGE</b>	126,63	128,08	137,19	156,78	162,32

Femur 3 – Schnitt 5 – kraniale Sektionen

	<b>section 1</b>	<b>section 2</b>	<b>section 3</b>	<b>section 4</b>
<b>angle 1</b>	61,45	54,84	60	76,02
<b>angle 2</b>	51,4	54,22	53,68	45,68
<b>angle 3</b>	40,37	60,58	48,64	57,4
<b>angle 4</b>	28,5	54,03	54,52	92,26
<b>angle 5</b>	54,22	50,59	71,63	99,52
<b>angle 6</b>		61,56	65,62	90,06
<b>angle 7</b>		52,19	67,13	69,21
<b>angle 8</b>		45,06	66,1	77,8
<b>angle 9</b>		40,3	61,62	92,44
<b>angle 10</b>		45,06	59,1	94,82
<b>angle 11</b>		53,68	57,33	80,28
<b>angle 12</b>			49,82	92,26
<b>angle 13</b>			45,68	90,06
<b>angle 14</b>			57,4	90,06
<b>AVERAGE</b>	47,19	52,01	58,45	81,99

Fortsetzung: Femur 3 – Schnitt 5 – kraniale Sektionen

	<b>section 5</b>	<b>section 6</b>	<b>section 7</b>	<b>section 8</b>	<b>section 9</b>
<b>angle 1</b>	92,26	111,8	110,29	164,94	163,36
<b>angle 2</b>	90,06	133,79	131,88	164,42	159,14
<b>angle 3</b>	90,06	149,41	151,99	153,5	144,84
<b>angle 4</b>	132,12	121,67	107,59	153,83	160,41
<b>angle 5</b>	135,06	129,05	132,57	161,25	
<b>angle 6</b>	115,47	119,54	142,65	153,5	
<b>angle 7</b>	112,89	132,05	136,91	165,88	
<b>angle 8</b>	93,87	130,02	163,87	165,13	
<b>angle 9</b>	101,95		164,94	159,14	
<b>angle 10</b>	125,05			172,71	
<b>angle 11</b>	110,62			144,84	
<b>angle 12</b>	128,72				
<b>angle 13</b>	111,8				
<b>AVERAGE</b>	110,76	128,42	138,08	159,92	156,94

Femur 3 – Schnitt 5 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	42,33	72,96	66,86	96,64	87,2	111,86	143,9	154,5
<b>angle 2</b>	53,81	59,1	47,66	70,77	127,3	139,46	167,53	148,45
<b>angle 3</b>		61,45	64,86	85,3	111,86	122,97	155,62	168,75
<b>angle 4</b>		75,59	66,1	76,02	127,94	123,29	130,16	164,24
<b>angle 5</b>		66,86	60,58	85,74		125,6	154,86	
<b>angle 6</b>			93,43	76,02		124,44	153,5	
<b>angle 7</b>						138,24		
<b>angle 8</b>						115,62		
<b>angle 9</b>						143,9		
<b>AVERAGE</b>	48,07	67,19	66,58	81,75	113,58	127,26	150,93	158,99

Femur 4 – Schnitt 1 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	37,85	51,9	53,19	62,3	114,5	121,02	120,53	138,87
<b>angle 2</b>	34,65	44	41,25	78,08	111,99	123,75	111,76	167,62
<b>angle 3</b>	27,82	47,18	69,91	83,21	90,06	127,94	130,79	154,4
<b>angle 4</b>		51,9	65,5	90,06	96,13	121,32	153,5	148,8
<b>angle 5</b>		64,71	71,21	101,37	91,49	135,87	122,21	128,22
<b>angle 6</b>		45,06	90,06	111,99	115,77	129,15	146,01	156,68
<b>angle 7</b>			48,75	90,06	110,38	127,36	131,56	171,36
<b>angle 8</b>				96,13	111,86	120,53	129,4	171,11
<b>angle 9</b>				114,5	105,58	111,76	108,5	179,94
<b>angle 10</b>					132,57	118,36	168,29	162,89
<b>angle 11</b>					121,02	130,79	115,41	172,71
<b>angle 12</b>					123,75		155,83	170,6
<b>angle 13</b>							127,33	168,5
<b>angle 14</b>							162,18	171,15
<b>angle 15</b>							138,87	175,42
<b>angle 16</b>							167,62	171,83
<b>angle 17</b>							127,3	
<b>angle 18</b>							154,4	
<b>AVERAGE</b>	33,44	50,79	62,84	91,97	110,43	124,35	137,31	163,13

Femur 4 – Schnitt 1 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	18,5	33,75	47,92	51,9	93,36	122,8	139,46	153,5
<b>angle 2</b>	33,75	45,06	48,87	71,63	104,59	138,07	140,25	158,01
<b>angle 3</b>		54,52	64,86	81,31	118,87	130,66	149,1	170,69
<b>angle 4</b>		56,83	58,63	80,6	113,69	129,53	148,73	179,94
<b>angle 5</b>		47,55	27,96	85,42	125,9	113,45	141,4	158,94
<b>angle 6</b>		48,43	78,17	86,88	117,61	128,19	145,37	162,97
<b>angle 7</b>		47,04	47,18	90,06	122,8	110,2	154,02	177,05
<b>angle 8</b>		36,53	42,77	93,36	106,01	99,52	153,5	
<b>angle 9</b>		56,37	74,11		121,02		158,01	
<b>angle 10</b>		47,92	54,75					
<b>angle 11</b>		48,87	51,9					
<b>AVERAGE</b>	26,13	47,53	54,28	80,15	113,76	121,55	147,76	165,87

Femur 4 – Schnitt 2 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4
<b>angle 1</b>	38,22	55,55	56,37	88,01
<b>angle 2</b>	45,06	56,37	47,04	85,3
<b>angle 3</b>	52,65	48,43	86,88	87,81
<b>angle 4</b>	52,65	67,68	59,1	88,3
<b>angle 5</b>	55,55	63,5	64,71	90,06
<b>angle 6</b>		70,26		87,46
<b>angle 7</b>		63,5		78,17
<b>angle 8</b>		78,08		91,74
<b>angle 9</b>				93,94
<b>AVERAGE</b>	48,83	62,92	62,82	87,87

Fortsetzung: Femur 4 – Schnitt 2 – kraniale Sektionen

	<b>section 5</b>	<b>section 6</b>	<b>section 7</b>	<b>section 8</b>	<b>section 9</b>
<b>angle 1</b>	93,94	115	130,3	132,94	169,08
<b>angle 2</b>	90,06	106,82	141,64	139,46	175,78
<b>angle 3</b>	91,49	149,1	144,84	123,75	
<b>angle 4</b>	86,79	144,52	149,48	139,2	
<b>angle 5</b>	118,04	127,75	134,12	139,15	
<b>angle 6</b>	115,97	129,15	115,77	168,59	
<b>angle 7</b>	115	148,73	114,29	156,43	
<b>angle 8</b>	106,62	124,5	148,05	159,71	
<b>angle 9</b>			130,05	158,65	
<b>angle 10</b>			132,94	143,9	
<b>angle 11</b>			129,87	155,76	
<b>angle 12</b>				152,59	
<b>angle 13</b>				132,33	
<b>angle 14</b>				166,93	
<b>angle 15</b>				164,64	
<b>angle 16</b>				175,66	
<b>angle 17</b>				179,94	
<b>angle 18</b>				178,31	
<b>angle 19</b>				173,28	
<b>angle 20</b>				174,96	
<b>angle 21</b>				173,22	
<b>angle 22</b>				173,27	
<b>AVERAGE</b>	102,24	130,70	133,76	164,96	172,43

Femur 4 – Schnitt 2 – kaudale Sektionen

	<b>section 1</b>	<b>section 2</b>	<b>section 3</b>	<b>section 4</b>	<b>section 5</b>	<b>section 6</b>	<b>section 7</b>	<b>section 8</b>
<b>angle 1</b>	41,69	54,03	55,84	64,71	95,92	109,63	135,06	147,33
<b>angle 2</b>	54,03	53,73	58,05	82,21	90,06	118,95	115,77	150,61
<b>angle 3</b>		48,75	72,41	78,17	125,28	133,15	125,46	164
<b>angle 4</b>		67,23	66,43	57,14	104,99	133,09	136	161,25
<b>angle 5</b>		57,04	76,56	65,04	115,97	135,06	145,55	171,18
<b>angle 6</b>		51,07	83,72	90,06	109,63	135,06	135,06	174,87
<b>angle 7</b>		56,37	76,67	90,06	118,95		138,71	173,57
<b>angle 8</b>		55,84	63,5	90,06			129,87	171,48
<b>angle 9</b>			87,77	87,67			125,6	174,96
<b>angle 10</b>							156,1	
<b>angle 11</b>							150,7	
<b>AVERAGE</b>	47,86	55,51	71,22	78,35	108,69	127,49	135,81	165,47

Femur 4 – Schnitt 3 – kraniale Sektionen

	<b>section 1</b>	<b>section 2</b>	<b>section 3</b>	<b>section 4</b>
<b>angle 1</b>	51,9	50,77	72,41	71,63
<b>angle 2</b>	50,77	53,19	68,26	69,21
<b>angle 3</b>	40,66	51,4	57,59	87,27
<b>angle 4</b>		58,56	63,5	87,2
<b>angle 5</b>		60,7	62,16	115,66
<b>angle 6</b>		63,5	53,19	85,97
<b>angle 7</b>		72,41		119,82
<b>angle 8</b>		57,16		
<b>AVERAGE</b>	47,78	58,46	62,85	90,97

Fortsetzung: Femur 4 – Schnitt 3 – kraniale Sektionen

	<b>section 5</b>	<b>section 6</b>	<b>section 7</b>	<b>section 8</b>	<b>section 9</b>
<b>angle 1</b>	120,56	109,35	127,94	140,89	174,13
<b>angle 2</b>	99,31	129,41	123,75	149,8	177,7
<b>angle 3</b>	118,5	106,2	116,63	143,81	
<b>angle 4</b>	102,97	146,37	125,28	152,25	
<b>angle 5</b>	113,11	130,51	143,19	135,06	
<b>angle 6</b>	109,35	118,19	140,89	146,69	
<b>angle 7</b>	129,41	128,94	149,8	144,72	
<b>angle 8</b>	110,83		129,67	156,64	
<b>angle 9</b>				162,59	
<b>angle 10</b>				171,37	
<b>angle 11</b>				156,49	
<b>angle 12</b>				164,11	
<b>angle 13</b>				167,58	
<b>AVERAGE</b>	113,01	124,14	132,14	153,23	175,92

Femur 4 – Schnitt 3 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	40,66	58,45	64,71	66,31	98,7	118,06	135,06	143,43
<b>angle 2</b>	53,19	53,9	48,87	64,71	110,2	133,59	136,53	142,58
<b>angle 3</b>	45,06	51,9	40,97	52,65	121,26	119,81	147,33	157,29
<b>angle 4</b>		45,06	55,68	47,79	116	129,22	143,94	158,01
<b>angle 5</b>		52,98	73,67	65,44	118,06		126,37	148,63
<b>angle 6</b>		48,07	50,27	98,7	121,43		143,43	160,26
<b>angle 7</b>		56,37	66,31				135,06	173,89
<b>angle 8</b>		35,6	57,33				142,58	164,86
<b>angle 9</b>			64,71					176,19
<b>angle 10</b>								159,78
<b>angle 11</b>								178,98
<b>angle 12</b>								177,08
<b>AVERAGE</b>	46,30	50,29	58,06	65,93	114,28	125,17	138,79	161,75

Femur 4 – Schnitt 4 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	64,65	55,07	68,1	88,15	107,84	124,63	130,2	152,3
<b>angle 2</b>	58,63	31,67	45,06	96,4	170,77	126,93	153,5	149,1
<b>angle 3</b>	45,06	57,94	57,33	87,86	109,5	119,35	124,88	149,8
<b>angle 4</b>	38,48	57,33	53,19	98,53	110,13	137,18	137,04	148,15
<b>angle 5</b>	56,72	61,99	60,13	107,84	110,91	127,36	115	156,6
<b>angle 6</b>	57,44	56,37	50,77	83,08	107,59	128,94	145,84	146,37
<b>angle 7</b>	55,07	51,4	87,46		108,5	130,82	114,84	162,5
<b>angle 8</b>	57,94	84,87			124,76	126,59	160,08	156,47
<b>angle 9</b>		68,1			132,57	128,52	152,3	167,26
<b>angle 10</b>					125,63			179,94
<b>angle 11</b>								174,51
<b>angle 12</b>								175,82
<b>AVERAGE</b>	54,25	58,30	60,29	93,64	120,82	127,81	137,08	159,90

Femur 4 – Schnitt 4 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	45,08	47,07	30,13	34,28	83,48	135,06	167,26	146,37
<b>angle 2</b>	47,07	47,55	91,88	90,06	76,82	112,81	146,37	146,17
<b>angle 3</b>	47,55	34,57	65,83	86,48	118,13	104,1	156,1	167,26
<b>angle 4</b>		52,19	52,19	90,06	104,99	135,06	122,07	167,89
<b>angle 5</b>		40,66	38,72	83,48	101,88	142,01	136,61	175,3
<b>angle 6</b>		41,25	93,24	76,82	101,37	133,09	145,07	165,76
<b>angle 7</b>		47,35	53,19		135,06	101,37	160,08	174,51
<b>angle 8</b>		53,01	71,63		112,81			
<b>angle 9</b>			77,07		104,1			
<b>angle 10</b>			47,35					
<b>angle 11</b>			36,93					
<b>angle 12</b>			34,28					
<b>AVERAGE</b>	46,57	45,46	57,70	76,86	104,29	123,36	147,65	163,32

Femur 4 – Schnitt 5 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	56,72	54,84	52,37	85,3	115,34	96,4	127,63	149,31
<b>angle 2</b>	55,37	45,06	74,11	103,69	110,55	110,23	148,84	127,88
<b>angle 3</b>	57,59	49,15	78,75	85,02	102,81	103,84	134,12	149,72
<b>angle 4</b>	55,24	56,37	41,48	87,2	108,5	119,81	143,91	141,4
<b>angle 5</b>	49,25	61,01	82,15	115,34	92,55	129,19	149,31	158,26
<b>angle 6</b>	42,77	54,84	85,3	110,55	130,3	139,66	148,36	146,56
<b>angle 7</b>	54,22	70,88		102,81	96,4			166,43
<b>angle 8</b>	53,81							154,95
<b>angle 9</b>								160,04
<b>angle 10</b>								174,77
<b>angle 11</b>								171,4
<b>angle 12</b>								155,29
<b>angle 13</b>								161,26
<b>angle 14</b>								176,79
<b>angle 15</b>								179,3
<b>AVERAGE</b>	53,12	56,02	69,03	98,56	108,06	116,52	142,03	158,22

Femur 4 – Schnitt 5 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	40,3	56,37	40,66	72,32	91,31	106,99	149,59	143,29
<b>angle 2</b>	56,37	48,22	55,07	56,88	91,79	138,64	142,83	157,44
<b>angle 3</b>	48,22	52,65	63,5	74,11	116,06	124,35	135,97	148,94
<b>angle 4</b>		50	60,7	84,62	79,06	136,91	143,29	159,29
<b>angle 5</b>		55,68	73,67	80,81	140,12	142,27	148,94	
<b>angle 6</b>		43,59	60,32	95,92	121,28			
<b>angle 7</b>		47,04	90,06		106,99			
<b>angle 8</b>		61,32	90,06					
<b>angle 9</b>		58,63	46,8					
<b>angle 10</b>		62,84	24,65					
<b>angle 11</b>			72,32					
<b>angle 12</b>			56,88					
<b>AVERAGE</b>	48,30	53,63	61,22	77,44	106,66	129,83	144,12	152,24

Femur 5 – Schnitt 1 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	62,36	66,1	65,16	99,31	93,43	135,06	167,2
<b>angle 2</b>	38,54	87,2	65,44	88,38	150,63	179,94	165,74
<b>angle 3</b>	37,47	74,11	96,07	105,44	107,74	144,52	166,35
<b>angle 4</b>	66,43	75,68	90,06	104,1	126	154,78	167,07
<b>angle 5</b>	66,1			137,79	140,52	149,59	169,52
<b>angle 6</b>				99,52	135,06	139,7	179,94
<b>angle 7</b>				93,43		171,57	166,02
<b>angle 8</b>				150,63		157,44	172,47
<b>angle 9</b>						155,38	167,7
<b>angle 10</b>						164,11	174,84
<b>angle 11</b>						178,51	179,25
<b>angle 12</b>						156,1	
<b>angle 13</b>						164,11	
<b>angle 14</b>						151,45	
<b>AVERAGE</b>	54,18	75,77	79,18	109,83	125,56	157,30	170,55

Femur 5 – Schnitt 1 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	59,8	61,76	81,93	91,57	122,72	141,4	162,9
<b>angle 2</b>		65,29	81,93	85,74	126,59	150,7	152,89
<b>angle 3</b>		65,04		111,66		150,16	166,02
<b>angle 4</b>		76,82				158,46	109,94
<b>angle 5</b>		81,93				162,9	172,34
<b>angle 6</b>						168,75	178,15
<b>angle 7</b>						152,84	
<b>AVERAGE</b>	59,80	70,17	81,93	96,32	124,66	155,03	157,04

Femur 5 – Schnitt 2 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	59,1	50,25	62,41	81,63	123,75	131,69	141,61
<b>angle 2</b>	63,5	47,66	86,88	84,35	127,63	142,68	138,75
<b>angle 3</b>	60,7	73,67	59,72	67,54	122,21	147,66	125,6
<b>angle 4</b>	55,29	66,86	47,97	93,3	142,83	141,61	160
<b>angle 5</b>	50,25	64,12	88,24	113,65	124,57	138,75	162,44
<b>angle 6</b>		82,12	85,16	122,34	101,37		161,09
<b>angle 7</b>		62,41	90,06	123,49	123,75		179,94
<b>angle 8</b>				109,71			147,33
<b>angle 9</b>				119,42			177,46
<b>angle 10</b>							169,57
<b>angle 11</b>							167,07
<b>angle 12</b>							142,77
<b>angle 13</b>							175,16
<b>angle 14</b>							179,94
<b>angle 15</b>							174,98
<b>AVERAGE</b>	57,77	63,87	74,35	101,71	123,73	140,48	160,25

Femur 5 – Schnitt 2 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	52,88	55,24	59,72	74,54	128,11	151,94	169,17
<b>angle 2</b>	60,7	84,15	54,7	112,68	120,76	169,17	161,07
<b>angle 3</b>		65,29	86,88	87,77	120		160,71
<b>angle 4</b>		90,06	81,93	91,09	138,87		151,2
<b>angle 5</b>		79,17	90,06	88,27	140		174,87
<b>angle 6</b>			89	145,37	128,22		146,06
<b>angle 7</b>				106,67			144,37
<b>angle 8</b>				145,47			171,76
<b>AVERAGE</b>	56,79	74,78	77,05	106,48	129,33	160,56	159,90

Femur 5 – Schnitt 3 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	79,76	56,37	84,35	83,72	121,32	149,23	134,81
<b>angle 2</b>	71,63	63,5	73,36	90,06	121,39	135,06	150,32
<b>angle 3</b>	43,73	84,05	71,21	96,4	126,09	147,59	154,86
<b>angle 4</b>	41,25	63,5	64,86	114,36	130,47	135,8	160,97
<b>angle 5</b>	47,66	65,29	72,96	118,5	127,47	132,48	144,38
<b>angle 6</b>			90,06	114,24	131,25	134,81	155,29
<b>angle 7</b>			70,77	121,39	144,23	153,5	165,44
<b>angle 8</b>			82,47	120,53		145,68	163,47
<b>angle 9</b>						150,32	175,24
<b>angle 10</b>							179,94
<b>angle 11</b>							156,86
<b>AVERAGE</b>	56,81	66,54	76,26	107,40	128,89	142,72	158,33

Femur 5 – Schnitt 3 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	43,73	61,01	63,5	90,06	123,75	162,32	133,42
<b>angle 2</b>		39,53	63,5	118,5	127,81	154,03	165,44
<b>angle 3</b>		70,18	57,59	136,91	128,39	155,29	150,7
<b>angle 4</b>		61,76	85,3	104,68	122,53	166,82	161,11
<b>angle 5</b>		63,5		123,75	128,99	146,37	157,62
<b>angle 6</b>				127,81	122,89	133,42	163,47
<b>angle 7</b>				128,39	136,53		166,49
<b>angle 8</b>							177,33
<b>angle 9</b>							172,75
<b>angle 10</b>							165,71
<b>angle 11</b>							172,12
<b>AVERAGE</b>	43,73	59,20	67,47	118,59	127,27	153,04	162,38

Femur 5 – Schnitt 4 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	52,19	77,26	48,51	130,09	132,46	147,33	118,83
<b>angle 2</b>	45,92	53,19	65,04	128,48	115,18	138,79	156,5
<b>angle 3</b>	78,29	49,46	79,76	102,94	117,61	127,75	152,16
<b>angle 4</b>	64,71	85,3	90,06	108,05	131,82	156,1	151,35
<b>angle 5</b>				132,46	157,89	142,61	166,02
<b>angle 6</b>				115,18	109,71	139,6	169,57
<b>angle 7</b>					145,55	118,83	153,15
<b>angle 8</b>					127,94	156,51	153,88
<b>angle 9</b>					128,06		162
<b>angle 10</b>							144,52
<b>angle 11</b>							179,25
<b>angle 12</b>							177,57
<b>angle 13</b>							165,13
<b>angle 14</b>							179,94
<b>angle 15</b>							178,4
<b>angle 16</b>							170,53
<b>angle 17</b>							176,59
<b>AVERAGE</b>	60,28	66,30	70,84	119,53	129,58	140,94	162,08

Femur 5 – Schnitt 4 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>		61,25	86,88	90,06	117,21	163,42	147,04
<b>angle 2</b>		60,7	77,53	85,97	122,26	159,29	169,76
<b>angle 3</b>			81,93	93,87	133,73	157,68	162,61
<b>angle 4</b>			87,57	100,37	122,74	144,31	178,24
<b>angle 5</b>				113,87	141,85	168,08	100,47
<b>angle 6</b>				102,28	114,36	146,69	177,64
<b>angle 7</b>				105,32	102,16	160,18	178,36
<b>angle 8</b>				117,21	163,42	160,85	178,4
<b>angle 9</b>						155,18	
<b>AVERAGE</b>		60,98	83,48	101,12	127,22	157,30	161,57

Femur 5 – Schnitt 5 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
angle 1	57,78	59,76	82,47	119,11	119,54	132,24	154,35
angle 2	59,76	66,1	74,11	121,82	133,59	151,62	167,89
angle 3		80,6	66,1	133,13	134,37	139,25	152,2
angle 4		53,19	60,08	126,75	142,65	145,07	159,89
angle 5		59,8	70,26	121,49	121,67	148,05	156,1
angle 6		58,63			122,68	157,84	161,31
angle 7					123,75	159,29	172,5
angle 8					146,37		175,49
angle 9					132,24		163,8
angle 10							172,6
angle 11							176,31
<b>AVERAGE</b>	58,77	63,01	70,60	124,46	130,76	147,62	164,77

Femur 5 – Schnitt 5 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
angle 1		43,32	55,84	71,63	116,09	140,85	152,68
angle 2		57,78	74,54	87,86	114,5	151,25	148,77
angle 3		53,59	77,53	112,44	131,97	166,39	152,99
angle 4		55,84	71,63	119,54	122,8	152,68	177,4
angle 5				123,75	131,82		
angle 6				125,6	140,85		
<b>AVERAGE</b>		52,63	69,89	106,80	126,34	152,79	157,96

Femur 6 – Schnitt 1 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
angle 1	52,49	58,77	45,06	84,87	149,65	132,77	129,87	173,42
angle 2	45,06	57,09	41,48	101,19	135,06	148,05	154,01	166,02
angle 3	43,51	52,65	54,12		97,34	135,8	133,15	168,58
angle 4		45,06	83,89		139,15	136,94	133,32	172,39
angle 5		52,37	83,27		142,94	147,66	161,16	172,24
angle 6		81,93	59,59		132,77	141,07	158,07	
angle 7		45,52	80,6			129,87	150,16	
angle 8		45,06	77,8				164,83	
angle 9							171,25	
angle 10							166,02	
<b>AVERAGE</b>	47,02	54,81	65,73	93,03	132,82	138,88	152,18	170,53

Femur 6 – Schnitt 1 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>		52,37	71,63	77,53	97,34	123,75	155,29	175,44
<b>angle 2</b>		65,04		93,64	120,23	136	144,89	176,79
<b>angle 3</b>				92,66	121,56	150,52	162,46	
<b>angle 4</b>							149,72	
<b>angle 5</b>							158,51	
<b>angle 6</b>							158,26	
<b>angle 7</b>							160,39	
<b>angle 8</b>							171,37	
<b>angle 9</b>							175,44	
<b>AVERAGE</b>		58,71	71,63	87,94	113,04	136,76	159,59	176,12

Femur 6 – Schnitt 2 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	53,53	38,72	76,02	84,35	114,25	140,97	103,58	165,2
<b>angle 2</b>	43,84	43,21	85,49	82,07	93,49	131,82	143,68	179
<b>angle 3</b>	39,05	38,72		114,25	140,97	156,54	143,31	173,54
<b>angle 4</b>	38,72	55,68		93,49		103,56	152,49	178,09
<b>angle 5</b>		46,46				129,15	148,05	179,12
<b>angle 6</b>		74					143,68	175,3
<b>angle 7</b>							151,71	171,16
<b>angle 8</b>							153,5	174,75
<b>angle 9</b>							165,2	
<b>AVERAGE</b>	43,79	49,47	80,76	93,54	116,24	132,41	145,02	174,52

Femur 6 – Schnitt 2 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	43,84	59,11	42,77	67,53	129,15	138,56	142,49	179
<b>angle 2</b>	59,11	42,77	52,37	79,28	126,93	148,23	142,49	175,39
<b>angle 3</b>			76,02		120,59	139,01	141,69	175,62
<b>angle 4</b>			62,16		134,06	147,4	162,76	176,95
<b>angle 5</b>			66,1		138,56	141,64	164,11	
<b>AVERAGE</b>	51,48	50,94	59,88	73,41	129,86	142,97	150,71	176,74

Femur 6 – Schnitt 3 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	62,15	66,84	80,76	90,23	88,25	131,41	151,03	178,98
<b>angle 2</b>	47,2	68,12	90,23	84,51	108,66	143,08	139,62	167,98
<b>angle 3</b>	51,57	69,67	62,33	78,46	109,32	119,28	148,72	161,15
<b>angle 4</b>	66,84	78,92	63,66		150,98	122,35	138,69	171,09
<b>angle 5</b>	68,12	66,26	71,05		92,02	151,78	143,7	166,19
<b>angle 6</b>			78,34			140,12	170,77	173,59
<b>angle 7</b>			90,23			151,41	158,7	
<b>angle 8</b>			87,62				167,98	
<b>AVERAGE</b>	59,18	69,96	78,03	84,40	109,85	137,06	152,40	169,83

Femur 6 – Schnitt 3 - kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	55,01	78,92	73,53	70,57	108,66	118,53	154,33	167,5
<b>angle 2</b>		60,16	67,84	86,14	92,02	155,78	155,11	174
<b>angle 3</b>		73,53	71,79	106,92			156,78	
<b>angle 4</b>			58,62				159,67	
<b>angle 5</b>			78,13				173,8	
<b>angle 6</b>			76,19					
<b>AVERAGE</b>	55,01	70,87	71,02	87,88	100,34	137,16	159,94	170,75

Femur 6 – Schnitt 4 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	53,73	57,58	51,13	86,16	105,24	156,74	116,11	161,33
<b>angle 2</b>	66,1	79,28	61,67	86,54	122,07	120,13	129,7	150,46
<b>angle 3</b>	59,72	84,15	87,86	105,24	92,79	152,71	157,95	177,4
<b>angle 4</b>	54,03	54,75	68,26		143,31	137,79	138,13	174,43
<b>angle 5</b>		61,45	76,61			116,11	143,19	
<b>angle 6</b>		51,13	86,09				140,25	
<b>angle 7</b>			64,12				154,15	
<b>angle 8</b>			86,54				147,44	
<b>angle 9</b>							152,24	
<b>angle 10</b>							152,71	
<b>angle 11</b>							161,33	
<b>angle 12</b>							150,46	
<b>AVERAGE</b>	58,40	64,72	72,79	92,65	115,85	136,70	145,31	165,91

Femur 6 – Schnitt 4 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	59,72	47,35	84,96	72,53	90,06	145,64	149,59	172,15
<b>angle 2</b>	47,35	81,63	59,1	110,83	91,99	137,48	128,99	170,39
<b>angle 3</b>		50,5	81,93	85,77	124,94	146,67	129,28	171,54
<b>angle 4</b>		62,41	60,58	90,06	117,28		144,94	173,11
<b>angle 5</b>				91,99	126,32		149,52	176,15
<b>angle 6</b>					117,82		147,33	161,21
<b>angle 7</b>					140,59		176,04	
<b>angle 8</b>					62,63		163,52	
<b>angle 9</b>							172,15	
<b>AVERAGE</b>	53,54	60,47	71,64	90,24	108,95	143,26	151,26	170,76

Femur 6 – Schnitt 5 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	47,66	50,77	65,62	88,79	119,64	129,1	143,19	178,66
<b>angle 2</b>	33,73	35,16	66,86	90,06	101,85	161,4	130,88	176,37
<b>angle 3</b>	47,7	51	84,35	101,85	98,05	131,56	138,95	174,73
<b>angle 4</b>	53,59	51,07	94,01	95,97	118,01	144,31	145,18	167,19
<b>angle 5</b>		80,05	88,79	98,05	121,45	143,19	151,64	
<b>angle 6</b>		65,62			129,1	130,88	132,1	
<b>angle 7</b>						138,95	155,93	
<b>angle 8</b>							154,21	
<b>angle 9</b>							157,21	
<b>angle 10</b>							158,87	
<b>angle 11</b>							153,5	
<b>angle 12</b>							165,7	
<b>AVERAGE</b>	45,67	55,61	79,93	94,94	114,68	139,91	148,95	174,24

Femur 6 – Schnitt 5 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	55,44	59,99	62,76	118,45	131,25	131,41	163,24	165,7
<b>angle 2</b>	62,59	67,75	76,49	125,72	118,07	144,96	136,9	176,69
<b>angle 3</b>	59,1		66,86		130,3	138,53	162,96	174,73
<b>angle 4</b>	59,99		77,71				166,98	177,86
<b>angle 5</b>							165,7	
<b>angle 6</b>							176,69	
<b>AVERAGE</b>	59,28	63,87	70,96	122,09	126,54	138,30	162,08	173,75

Femur 7 – Schnitt 1 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	33,45	53,68	84,53	83,35	117,74	129,62	141,61	164,6
<b>angle 2</b>	66,31	64,12	64,71	77,8	143,19	128,55	145,77	154,35
<b>angle 3</b>	49,46	45,06	88,51	126,67	132,18	128,98	142,09	177,57
<b>angle 4</b>	54,84	85,49	84,53	123,29	140,1	140,82	150,39	
<b>angle 5</b>	81,53	54,52	72,32	105,2	128,55	125,35	129,46	
<b>angle 6</b>	53,68	84,53		117,74	134,34	145,47	146,95	
<b>angle 7</b>					144,03	146,18	142,43	
<b>angle 8</b>					128,98	150,39	146,37	
<b>angle 9</b>					140,82	145,77	162,13	
<b>angle 10</b>					129,62	151,45	177,67	
<b>angle 11</b>					134,55	142,09	168,75	
<b>angle 12</b>					124,35		156,31	
<b>angle 13</b>							177,38	
<b>angle 14</b>							165,76	
<b>angle 15</b>							177,86	
<b>angle 16</b>							151,76	
<b>angle 17</b>							162,03	
<b>angle 18</b>							178,21	
<b>angle 19</b>							179,94	
<b>AVERAGE</b>	56,55	64,57	78,92	105,68	133,20	139,52	158,05	165,51

Femur 7 – Schnitt 1 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>		56,37	55,77	77,97	123,75	145,71	139,99
<b>angle 2</b>		55,07	86,59	129,87	123,75	150,58	159,36
<b>angle 3</b>		51,13	88,51	124,44	133,01	158,96	171,93
<b>angle 4</b>		54,52	77,97		124,76	170,05	166,74
<b>angle 5</b>			82,3		124,25	139,82	160,77
<b>angle 6</b>					123,75	151,06	160,85
<b>angle 7</b>					139,46	139,99	164,35
<b>angle 8</b>					145,71	139,99	175,9
<b>angle 9</b>							149,92
<b>angle 10</b>							178,18
<b>angle 11</b>							163,09
<b>angle 12</b>							177,38
<b>angle 13</b>							177,86
<b>AVERAGE</b>		54,27	78,23	110,76	129,81	149,52	165,10

Femur 7 – Schnitt 2 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	59,68	76,61	80,33	52,91	117,36	123,47	135,06	178,64
<b>angle 2</b>	59,68	52,91	47,55	122,84	128,48	121,85	148,05	
<b>angle 3</b>	55,62	57,49	56,37	105,81	145,24	119,05	134,62	
<b>angle 4</b>		48,24	85,82	111,51	121,22	122,75	146,95	
<b>angle 5</b>		64,6	77,07	107,24	147,88	131,59	167,38	
<b>angle 6</b>		55,68	92,92	104,1	127,15	157,01	169,44	
<b>angle 7</b>		42,57		117,36	124,57	119,64	166,34	
<b>angle 8</b>		74,11		128,48	123,47	140,97	173,2	
<b>angle 9</b>		81,39			121,85	142,65	166,23	
<b>angle 10</b>		80,33			119,05	146,72	165,71	
<b>angle 11</b>					116,03	136,49	175,42	
<b>angle 12</b>						135,06	178,6	
<b>angle 13</b>						148,05	175,66	
<b>angle 14</b>							178,23	
<b>AVERAGE</b>	58,33	63,39	73,34	106,28	126,57	134,25	162,92	178,64

Femur 7 – Schnitt 2 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>		70,18	70,52	87,38	136,82	154,55	162
<b>angle 2</b>		42,57	86,88	51,07	126,93	141,4	147,74
<b>angle 3</b>		52,37	59,48	86,69	129,53	147,94	147,94
<b>angle 4</b>		58,63	86,48	61,22	147,88	151,25	151,25
<b>angle 5</b>			86,69	84,28	116,03	157,54	157,54
<b>angle 6</b>			54,31	95,68	129,58		144,31
<b>angle 7</b>			41,69	100,37			164,44
<b>angle 8</b>			75,53				157,23
<b>angle 9</b>							135,06
<b>angle 10</b>							156,28
<b>angle 11</b>							160,08
<b>angle 12</b>							173,25
<b>angle 13</b>							175,3
<b>angle 14</b>							162,47
<b>angle 15</b>							164,81
<b>angle 16</b>							178,85
<b>angle 17</b>							178,6
<b>angle 18</b>							178,23
<b>AVERAGE</b>		55,94	70,20	80,96	131,13	150,54	160,85

Femur 7 – Schnitt 3 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	45,55	57,86	65,29	56,12	126,67	129,35	142,27	163,18
<b>angle 2</b>	57,16	69,14	82,94	77,68	128,89	144,22	142,01	166,67
<b>angle 3</b>	48,64	43,51	69,5	64,6	119,28	130,79	132,94	154,24
<b>angle 4</b>	57,86	53,19	75,44	119,81	136,77	143,19	132,05	175,76
<b>angle 5</b>	69,14	59,1	56,12	137,66	125,05	154,15	132,83	175,56
<b>angle 6</b>	43,51	51,9		126,67	118,13	163,87	133,66	
<b>angle 7</b>		43,32		161,21	145,24	161,09	159,68	
<b>angle 8</b>		46,53			132,05	157,52	165,26	
<b>angle 9</b>		82,47			124,46	127,63	157,54	
<b>angle 10</b>		46,46			142,76		162,61	
<b>angle 11</b>		64,71			136,91		167,26	
<b>angle 12</b>		51,4					165,26	
<b>angle 13</b>		54,22					135,06	
<b>angle 14</b>		58,05					139,96	
<b>angle 15</b>		65,29					158,26	
<b>angle 16</b>		59,8					176,74	
<b>angle 17</b>							163,18	
<b>angle 18</b>							166,67	
<b>AVERAGE</b>	53,64	56,68	69,86	106,25	130,56	145,76	151,85	167,08

Femur 7 – Schnitt 3 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	54,31	77,53	90,06	64,6	161,21	139,2	132,83
<b>angle 2</b>		52,76	88,21	126,39	135,06	159,97	148,05
<b>angle 3</b>		54,75	56,37	144,4	135,72	156,56	149,38
<b>angle 4</b>				161,21	140,66	161,63	165,26
<b>angle 5</b>					167,53	147,59	151,01
<b>angle 6</b>					156,31	156,39	167,45
<b>angle 7</b>					139,2	145,42	166,89
<b>angle 8</b>						149,36	178,86
<b>angle 9</b>						132,83	176,74
<b>angle 10</b>						148,05	176,35
<b>angle 11</b>						149,38	
<b>AVERAGE</b>	54,31	61,68	78,21	124,15	147,96	149,67	161,28

Femur 7 – Schnitt 4 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	66,56	62,26	70,41	88,7	123,41	150,55	143,81	155,62
<b>angle 2</b>	62,26	50,93	82,47	81,24	125,05	118,24	128,96	176,73
<b>angle 3</b>	50,93	59,92	54,62	93,98	121,55	149,99	144,47	168,16
<b>angle 4</b>		54,79	57,4	123,41	142,01	138,24	156,65	166,82
<b>angle 5</b>		62,8	79,76	92,85	124,84	143,81	122,07	
<b>angle 6</b>		56,37	102,86	88,51	122,17	110,76	172,45	
<b>angle 7</b>		56,37			124,08		157,44	
<b>angle 8</b>		83,72			150,55		171,93	
<b>angle 9</b>		70,41						
<b>angle 10</b>		82,47						
<b>AVERAGE</b>	59,92	64,00	74,59	94,78	129,21	135,27	149,72	166,58

Femur 7 – Schnitt 4 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	45,85	45,85	56,37	59,53	136,85	121,61	147,53	176,73
<b>angle 2</b>		93,36	78,29	85,66	133,91	142,83	149,4	178,21
<b>angle 3</b>		53,68	52,49	90,06	136,07	139,46	160,7	168,16
<b>angle 4</b>		45,06	47,44	81,41	133,66	156,86	156,65	
<b>angle 5</b>		48,64	62,16		145,28	144,27	153,34	
<b>angle 6</b>		52,65	59,53		142,65	145,16	179,03	
<b>angle 7</b>		56,37	85,66		118,24	154,24	172,45	
<b>angle 8</b>					121,61	150,06	158,75	
<b>angle 9</b>						147,53	176,94	
<b>AVERAGE</b>	45,85	56,52	63,13	79,17	133,53	144,67	161,64	174,37

Femur 7 – Schnitt 5 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	45,06	87,33	52,19	86,25	121,39	148,53	142,88	176,61
<b>angle 2</b>		59,68	45,06	86,26	93,64	143,19	143,95	178,01
<b>angle 3</b>		48,87	66,56	83,72	90,06	145,55	146,75	
<b>angle 4</b>		47,18	70,08	79,57	126,93	136,61	153,91	
<b>angle 5</b>		88,09	45,04	80,97	126,41	143,32	162,17	
<b>angle 6</b>		61,32	80,28	85,49	117,57	144,42	150,96	
<b>angle 7</b>		45,06	86,25	121,39	123,34	142,88	155,18	
<b>angle 8</b>		58,73	68,26	93,64	117,06	143,95	152,08	
<b>angle 9</b>		50,59		90,06	118,36		154,98	
<b>angle 10</b>		52,19			144,46			
<b>angle 11</b>		45,06			148,53			
<b>AVERAGE</b>	45,06	58,55	64,22	89,71	120,70	143,56	151,43	177,31

Femur 7 – Schnitt 5 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>		63,5	68,26	81,31	117,53	136,85	151,08	176,61
<b>angle 2</b>		52,65	66,31	73,8	107,16	143,19	147,19	
<b>angle 3</b>		47,04	81,09	92,92	112,89	125,37	141,81	
<b>angle 4</b>		55,24	90,06	131,25	115,95	156,1	149,1	
<b>angle 5</b>		50,59	81,31	117,53	118,95	146,37	161,07	
<b>angle 6</b>		36,44		129,1	144,46	141,01	152,18	
<b>angle 7</b>					132,15	146,37	174,35	
<b>angle 8</b>					136,85	144,42	165,84	
<b>angle 9</b>						124,57	171,65	
<b>angle 10</b>						147,19		
<b>angle 11</b>						141,81		
<b>AVERAGE</b>		50,91	77,41	104,32	123,24	141,20	157,14	176,61

Femur 8 – Schnitt 1 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	46,42	50,54	90,06	73,5	114,57	139,56	150,18
<b>angle 2</b>	47,24	56,37	81,31	135,45	119,31	136,8	154,24
<b>angle 3</b>	55,84	67,81	87,67	118,47	144,52	150,52	158,26
<b>angle 4</b>	47,79	81,93	59,41	129,05	129,87	137,26	176,84
<b>angle 5</b>	50,54	82,36	73,5	114,57	127,41	142,65	179,94
<b>angle 6</b>		43,59		119,31	148,36	142,09	179,24
<b>angle 7</b>					139,56	142,49	
<b>angle 8</b>						135,06	
<b>angle 9</b>						168,29	
<b>angle 10</b>						171,59	
<b>AVERAGE</b>	49,57	63,77	78,39	115,06	131,94	146,63	166,45

Femur 8 – Schnitt 1 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	52,09	53,19	60,13	90,7	139,75	149,59	168,55
<b>angle 2</b>		52,49	77,72	160,68	139,01	138,87	166,02
<b>angle 3</b>		48,07	81,18	131,69	133,21	157,33	152,08
<b>angle 4</b>		83,15	82,47		140,83	171,59	153,5
<b>angle 5</b>		88,01	85,82		136	168,55	176,84
<b>angle 6</b>		60,15	91,74				168,75
<b>angle 7</b>		88,27	90,7				179,94
<b>AVERAGE</b>	52,09	67,62	81,39	127,69	137,76	157,19	166,53

Femur 8 – Schnitt 2 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	49,9	50,25	79,76	119,45	134,06	135,14	135,06	185,13
<b>angle 2</b>	48,87	86,48	88,42	136,07	130,37	131,03	143,53	173,86
<b>angle 3</b>	55,95	76,02	83,22	144,03	156,65	128,91	155,62	
<b>angle 4</b>		70,62	87,94	141,73	141,04	142,65	149,89	
<b>angle 5</b>		83,35		120,4	128,72	154,78	160,49	
<b>angle 6</b>		70,77			129,87	141,07	164,26	
<b>angle 7</b>		79,76			142,88	157,75	157,54	
<b>angle 8</b>					136,14	135,06	170,95	
<b>angle 9</b>							177,24	
<b>angle 10</b>							168,23	
<b>AVERAGE</b>	51,57	73,89	84,84	132,34	137,47	140,80	158,28	179,50

Femur 8 – Schnitt 2 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	55,95	48,15	76,74	116,63	141,78	149,3	164,64
<b>angle 2</b>	59,1	47,35	82,15	94,35	149,3	141,01	174,11
<b>angle 3</b>		85,77	82,75	127,21		170,6	168,2
<b>angle 4</b>		94,3	79,57	133,01		168,17	176,64
<b>angle 5</b>		85,82	73,8			169,11	
<b>angle 6</b>			86,31			166,43	
<b>angle 7</b>			78,37			164,64	
<b>angle 8</b>			116,63				
<b>AVERAGE</b>	57,53	72,28	84,54	117,80	145,54	161,32	170,90

Femur 8 – Schnitt 3 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	51,67	65,88	61,01	83,72	114,02	128,72	137,66	176,99
<b>angle 2</b>	44,18	71,63	51,4	88,38	124,71	129,43	135,06	
<b>angle 3</b>		66,43	52,09	131,44	127,48	143,19	146,67	
<b>angle 4</b>		43,98	43,94	118,95	138,78	137,66		
<b>angle 5</b>		84,35	58,8	78,95	128,11			
<b>angle 6</b>		54,52	74,11	166,3	127,5			
<b>angle 7</b>		89,94	83,72	122,44	131,07			
<b>angle 8</b>		61,01	94,15	90,06	142,85			
<b>angle 9</b>		51,4	105,32	126,63	128,72			
<b>angle 10</b>			109,5	108,21				
<b>angle 11</b>				114,02				
<b>AVERAGE</b>	47,93	65,46	73,40	111,74	129,25	134,75	139,80	176,99

Femur 8 – Schnitt 3 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	44,18	59,1	66,43	68,69	141,09	129,02	136,53
<b>angle 2</b>		48,71	87,94	90,06	123,24	158,69	149,68
<b>angle 3</b>		57,59	82,47	120,13	139,61	135,06	117,41
<b>angle 4</b>		87,86	58,23	109,78	135,06	135,77	175,16
<b>angle 5</b>		55,84	56,88	141,09	135,06	147,78	169,86
<b>angle 6</b>			55,47		126,31		177,05
<b>angle 7</b>			55,53				
<b>angle 8</b>			108,5				
<b>AVERAGE</b>	44,18	61,82	71,43	105,95	133,40	141,26	154,28

Femur 8 – Schnitt 4 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	58,8	67,26	90,06	137,08	147,23	142,01	133,32	176,88
<b>angle 2</b>	43,09	57,09	61,45	110,04	137,35		138,24	177,52
<b>angle 3</b>	66	42,2	90,06	105,48	139,63		167,38	173,89
<b>angle 4</b>	54,52	73,36	61,01	153,5	143,59		174,05	
<b>angle 5</b>		90,06	94,46	137,35	140,03		168,37	
<b>angle 6</b>					133,84		176,59	
<b>AVERAGE</b>	55,60	65,99	79,41	128,69	140,28	142,01	159,66	176,10

Femur 8 – Schnitt 4 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	54,64	67,26	46,61	137,43	139,3	131,94	140,93	175,97
<b>angle 2</b>	67,26	50,5	90,06	127,63	130,66	134,09	174,05	
<b>angle 3</b>		55,16	85,49	138,24	126,93	155,36	178,32	
<b>angle 4</b>		90,06	112,44		135,06	162,53	161,63	
<b>angle 5</b>		90,06	86,37		144,15	156,86		
<b>angle 6</b>		46,61				157,81		
<b>AVERAGE</b>	60,95	66,61	84,19	134,43	135,22	149,77	163,73	175,97

Femur 9 – Schnitt 1 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	55,95	64,6	46,61	90,06	130,3	126,51	138,68	168,84
<b>angle 2</b>	41,25	55,98	83,22	138,18	114,65	103,27	151,84	176,43
<b>angle 3</b>	55,95	90,06	64,35	113,87	138,87	143,96	132,94	
<b>angle 4</b>		91,65	88,27	133,21	145,28	148,49	142,76	
<b>angle 5</b>		46,61	87,05	114,65	132,12	142,91	174,53	
<b>angle 6</b>			90,06		128,11	152,51	166,46	
<b>angle 7</b>					130,74	146,88	161,63	
<b>angle 8</b>					126,51	155,83	168,84	
<b>angle 9</b>						138,68	176,74	
<b>AVERAGE</b>	51,05	69,78	76,59	117,99	130,82	139,89	157,16	172,64

Femur 9 – Schnitt 1 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>		48,87	63,5	80,19	121,28	123,78	161,63
<b>angle 2</b>		91,65	62,14	75,44	135,42	151,45	163,92
<b>angle 3</b>		63,5	79,44	116,17	133,7	162,36	152,2
<b>angle 4</b>			80,6	131,79	140,25		160,83
<b>angle 5</b>			80,19	124,28	136,65		173,18
<b>angle 6</b>				121,28	123,75		175,23
<b>angle 7</b>							176,74
<b>angle 8</b>							168,1
<b>angle 9</b>							171,05
<b>AVERAGE</b>		68,01	73,17	108,19	131,84	145,86	166,99

Femur 9 – Schnitt 2 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	57,68	54,84	86,37	115,18	128,56	118,01	155,91	171,53
<b>angle 2</b>	54,84	72,32		127,65	110,4	116,32	144,31	166,02
<b>angle 3</b>		35,05		110,29	115,18	119,6	140,25	177,94
<b>angle 4</b>		87,86		105,04	118,01	132,94	152,41	172,52
<b>angle 5</b>		90,06		111,31	116,29	138,43	141,4	172,82
<b>angle 6</b>				121,02	130,12	155,91	153,98	
<b>angle 7</b>				110,4	127,08	150,16	153,05	
<b>angle 8</b>				128,56	116,29		170,6	
<b>angle 9</b>					116,32		157,03	
<b>angle 10</b>					127,36		172,83	
<b>angle 11</b>					132,2			
<b>angle 12</b>					110,62			
<b>AVERAGE</b>	56,26	68,03	86,37	116,18	120,70	133,05	154,18	172,17

Femur 9 – Schnitt 2 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
angle 1		33,75	55,95	90,06	110,4	123,34	158,26	172,83
angle 2			67,58	98,35	112,15	129,15	144,22	179,94
angle 3			97,49	110,4	124,22	145,84	148,63	
angle 4				112,15	135,06	121,02	149,8	
angle 5					135,4	145,77	159,74	
angle 6					125,6	150,16	162,5	
angle 7					129,02		169,03	
angle 8					123,34			
<b>AVERAGE</b>		33,75	73,67	102,74	124,40	135,88	156,03	176,39

Femur 9 – Schnitt 3 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
angle 1		62,41	74,54	95,68	118,67	120,75	152,16	155,89
angle 2		74,99	78,37	114,68	110,29	121,28	143,59	174,35
angle 3		68,26	90,06	118,67	143,53	128,58	138,43	159,65
angle 4			63,5	110,29	109,89	119,81	140,77	178,63
angle 5					118,04	143,59	126,18	
angle 6					120,75		149,99	
angle 7					121,28			
<b>AVERAGE</b>		68,55	76,62	109,83	120,35	126,80	141,85	167,13

Femur 9 – Schnitt 3 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
angle 1	61,92	50,25	96,07	52,37	121,25	137,55	160,26	155,98
angle 2		72,18	75,13	86,48	121,02	139,25	163,29	174,35
angle 3		62,41	49,82	132,05	114,21	160,83	162,09	170,32
angle 4		87,2		127,75	123,4		154,86	171,46
angle 5		60,32		98,81	144,52		155,98	161,63
angle 6		85,49		121,02	121,56			177,33
angle 7					139,01			
angle 8					139,08			
angle 9					137,55			
<b>AVERAGE</b>	61,92	69,64	73,67	103,08	129,07	145,88	159,30	168,51

Femur 9 – Schnitt 4 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	50,77	48,07	57,16	111,66	117,71	123,37	156,68	170,24
<b>angle 2</b>	59,92	52,83	90,06	126,93	109,31	145,44	125,6	151,01
<b>angle 3</b>	57,04	87,79	55,37	107,71	108,89	170,05	145,55	170,33
<b>angle 4</b>		67,68	66,31	130,22	139,01	121,02	152,65	170,93
<b>angle 5</b>		74,11	50,97	117,71	112,1	156,68	175,39	176,33
<b>angle 6</b>		57,16	117,24	109,31	124,81		156,68	
<b>angle 7</b>				108,89	125,12		170,24	
<b>angle 8</b>					165,44			
<b>AVERAGE</b>	55,91	64,61	72,85	116,06	125,30	143,31	154,68	167,77

Femur 9 – Schnitt 4 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	59,92	55,47	96,64	92,18	135,6	159,74	154,12	173,01
<b>angle 2</b>	49,82	52,83	86,97	136,39	114,74	137,55	147,44	
<b>angle 3</b>	55,47	92,18	87,57	114,74	139,01		155,83	
<b>angle 4</b>			84,62		121,67			
<b>angle 5</b>					140,25			
<b>angle 6</b>					134,35			
<b>angle 7</b>					122,8			
<b>AVERAGE</b>	55,07	66,83	88,95	114,44	129,77	148,65	152,46	173,01

Femur 9 – Schnitt 5 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	53,19	86,88	88,73	128,87	128,15	119,51	152,51	160,99
<b>angle 2</b>			92,35	117,71	121,17	118,13	151,8	160,26
<b>angle 3</b>				128,15	130,92	130,37	146,95	162,24
<b>angle 4</b>				121,17	125,74	140,03	152,16	177,27
<b>angle 5</b>				130,92	129,46	122,34	150,77	174,98
<b>angle 6</b>					127,63		145,84	168,97
<b>angle 7</b>					116,06		165,18	
<b>angle 8</b>					144,45		160,99	
<b>angle 9</b>					119,51			
<b>angle 10</b>					118,13			
<b>AVERAGE</b>	53,19	86,88	90,54	125,36	126,12	126,08	153,28	167,45

Femur 9 – Schnitt 5 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7
<b>angle 1</b>	53,19	62,34	58,63	122,72	114,68	122,8	147,44
<b>angle 2</b>	62,34	78,37	55,37	115,66	119,6	148,45	168,5
<b>angle 3</b>		58,63	90,06	114,68	126,93		
<b>angle 4</b>					146,88		
<b>angle 5</b>					149,44		
<b>AVERAGE</b>	57,77	66,45	68,02	117,69	131,51	135,63	157,97

Femur 10 – Schnitt 1 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	53,19	81,76	68,26	83,54	124,17	132,05	142,31	163,56
<b>angle 2</b>		61,99	77,53	81,93	109,09	121,56	130,81	170,05
<b>angle 3</b>			90,06	116,63	99,1	124,12	132,88	162,82
<b>angle 4</b>				99,99	133,17	136,14	138,73	152,76
<b>angle 5</b>				115,52	125,79	132,88	135,06	163,36
<b>angle 6</b>				124,17	124,6	122,28	147,2	170,95
<b>angle 7</b>				86,48	126,93	140,83	122,21	169,84
<b>angle 8</b>				99,2	119,11	127,75	135,06	159,68
<b>angle 9</b>					122,34	140,83	159,74	178,63
<b>angle 10</b>					125,92	130,85	160,23	176,88
<b>angle 11</b>					132,57	144,52		171,02
<b>angle 12</b>					124,48	142,31		
<b>angle 13</b>					117,88	130,81		
<b>angle 14</b>					132,05	138,73		
<b>angle 15</b>					121,56			
<b>angle 16</b>					124,12			
<b>angle 17</b>					136,14			
<b>AVERAGE</b>	53,19	71,88	78,62	100,93	123,47	133,26	140,42	167,23

Femur 10 – Schnitt 1 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	57,83	57,83	68,26	83,58	103,63	127,75	154,27	163,52
<b>angle 2</b>	62,51	64,5	85,66	90,06	90,06	132,42	153,94	161,63
<b>angle 3</b>		62,51	78,29	100,07	112,5	132,12	150,65	171,21
<b>angle 4</b>		71,63	83,58	103,13	114,29	151,76	163,52	170,05
<b>angle 5</b>		53,19		90,06	114,02	148,05	161,63	170,17
<b>angle 6</b>		86,25			106,4			170,95
<b>angle 7</b>		90,06			127,75			173,35
<b>angle 8</b>		90,06			142,37			172,15
<b>angle 9</b>								179,94
<b>angle 10</b>								177,12
<b>AVERAGE</b>	60,17	72,00	78,95	93,38	113,88	138,42	156,80	171,01

Femur 10 – Schnitt 2 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	70,93	68,02	81,53	123,43	135,06	126,14	126,14	153,87
<b>angle 2</b>	66	67,95		109,92	118,54	118,13	134,08	158,38
<b>angle 3</b>	68,02	83,08			135,06	120,04	138,75	160,28
<b>angle 4</b>	67,95	47,79			126,14	120,07	142,95	163,9
<b>angle 5</b>	47,79	86,37			118,13	137,55	149,8	173,72
<b>angle 6</b>		53,19			120,04	131,59	162,13	175,97
<b>angle 7</b>						140,25		173,29
<b>angle 8</b>						134,08		162,78
<b>angle 9</b>						126,14		174,67
<b>angle 10</b>						141,97		151,07
<b>angle 11</b>						138,75		
<b>AVERAGE</b>	64,14	67,73	81,53	116,68	125,50	130,43	142,31	164,79

Femur 10 – Schnitt 2 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	47,79	60,08	69,21	87,94	110,34	131,59	157,16	146,16
<b>angle 2</b>	60,08	63,5	65,62	56,37	90,06	116,08	147,33	147,2
<b>angle 3</b>		66,56	56,37	71,63	92,77	116,74	146,16	177,75
<b>angle 4</b>		69,21	80,05	109,92	90,06	134,26		176,48
<b>angle 5</b>			63,5	110,34	135,94	136,21		165,43
<b>angle 6</b>			87,94	90,06	106,62	128,57		174,92
<b>angle 7</b>				92,77	116,08	147,04		177,2
<b>angle 8</b>				90,06	131,59			
<b>angle 9</b>					116,74			
<b>AVERAGE</b>	53,94	64,84	70,45	88,64	110,02	130,07	150,22	166,45

Femur 10 – Schnitt 3 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	39,1	93,07	86,79	88,89	116,93	126,59	130,19	157,41
<b>angle 2</b>	54,22	62,36	88,89	111,86	114,84	128,72	134,09	151,83
<b>angle 3</b>				116,93	116,05	132,67	128,44	150,77
<b>angle 4</b>					108,16	110,65	126,41	159,08
<b>angle 5</b>					126,59	130,19	140,77	165,01
<b>angle 6</b>							142,6	151,99
<b>angle 7</b>							143,59	179,94
<b>angle 8</b>							158,26	177,57
<b>angle 9</b>							157,41	170,23
<b>angle 10</b>							151,83	173,25
<b>angle 11</b>							150,77	176,56
<b>AVERAGE</b>	46,66	77,72	87,84	105,89	116,51	125,76	142,21	164,88

Femur 10 – Schnitt 3 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	67,58	45,06	85,16	90,06	110,62	119,96	147,71	152,41
<b>angle 2</b>	53,19	62,36	88,32	90,78	106,48	110,65	159,92	172,73
<b>angle 3</b>	45,06	90,06	84,15	79,11	121,45	122,3	152,41	179,14
<b>angle 4</b>		90,06	90,06	110,62	108,16	138,43	150,16	177,57
<b>angle 5</b>		49,15	83,35	106,48	94,67	137,77	166,71	175,73
<b>angle 6</b>		45,06	87,77		111,86	150,13	163,05	178,75
<b>angle 7</b>		51,13	57,78		140,66	144,16		168,54
<b>angle 8</b>		85,16	90,06		114,16			179,14
<b>angle 9</b>					119,96			179,72
<b>angle 10</b>					110,65			173,25
<b>angle 11</b>					122,3			172,75
<b>AVERAGE</b>	55,28	64,76	83,33	95,41	114,63	131,91	156,66	173,61

Femur 10 – Schnitt 4 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	63,5	60,08	82,63	91,97	121,95	111,75	138,87	161,36
<b>angle 2</b>	59,99	68,26			133,61	132,25	158,65	155,29
<b>angle 3</b>		70,62			123,17	141,95	162,03	162,84
<b>angle 4</b>					141,62	135,37	138,21	167,59
<b>angle 5</b>					111,75	132,27	161,36	179,55
<b>angle 6</b>						143,45	151,94	179,42
<b>angle 7</b>						130,73		179,17
<b>angle 8</b>						138,29		
<b>AVERAGE</b>	61,75	66,32	82,63	91,97	126,42	133,26	151,84	169,32

Femur 10 – Schnitt 4 – kaudale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	65,83	67,28	84,87	90,06	90,85	121,9	159,21	179,55
<b>angle 2</b>	67,28	76,02	87,2	90,06	119,81	142,7	151,25	175,72
<b>angle 3</b>	76,02	55,77	81,31	77,53	126,02	146,37	164,11	159,5
<b>angle 4</b>		82,21	68,56	83,35	132,72		177,3	176,45
<b>angle 5</b>		85,16	60,7	100,68	136,36			174,2
<b>angle 6</b>		83,48	85,97	120,53				179,94
<b>angle 7</b>			87,46	90,85				
<b>AVERAGE</b>	69,71	74,99	79,44	93,29	121,15	136,99	162,97	174,23

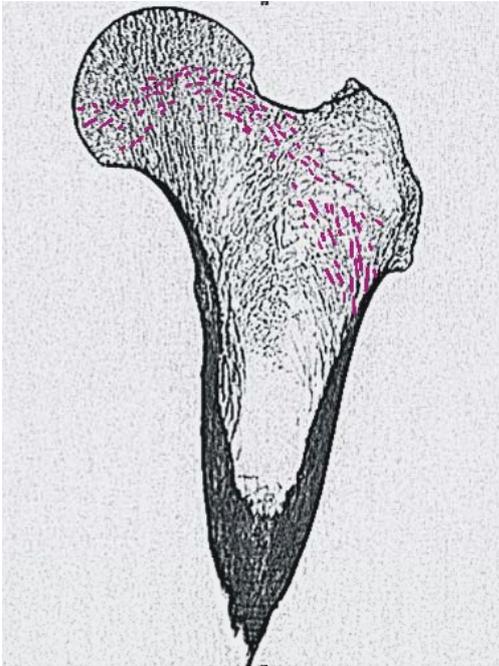
Femur 10 – Schnitt 5 – kraniale Sektionen

	section 1	section 2	section 3	section 4	section 5	section 6	section 7	section 8
<b>angle 1</b>	59,68	52,71	87,05	90,06	91,23	131,07	133,11	142,58
<b>angle 2</b>	59,1	54,52	85,66	110,04	120,08	126,41	142,24	139,82
<b>angle 3</b>		49,82		91,03	131,14	133,18	131,48	159,74
<b>angle 4</b>		90,06		91,23	129,15	134,81	157,17	172,35
<b>angle 5</b>		92,45			127,45	139,61	152,5	172,06
<b>angle 6</b>					128,22	133,11	139,82	174,09
<b>angle 7</b>					131,07	142,24	176,1	173,55
<b>angle 8</b>						131,48	174,97	154,42
<b>angle 9</b>						144,8		171,15
<b>angle 10</b>								179,57
<b>angle 11</b>								185,73
<b>angle 12</b>								170,6
<b>angle 13</b>								176,53
<b>angle 14</b>								186,77
<b>angle 15</b>								172,94
<b>angle 16</b>								191,23
<b>AVERAGE</b>	59,39	67,91	86,36	95,59	122,62	135,19	150,92	170,20

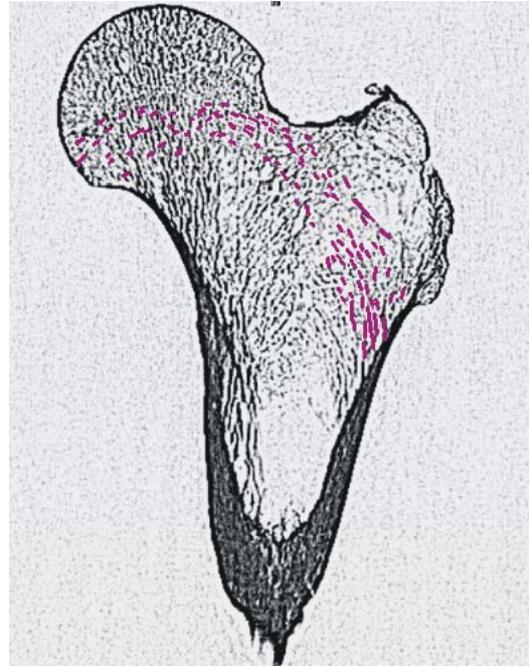
Femur 10 – Schnitt 5 – kaudale Sektionen

	<b>section 1</b>	<b>section 2</b>	<b>section 3</b>	<b>section 4</b>	<b>section 5</b>	<b>section 6</b>	<b>section 7</b>	<b>section 8</b>
<b>angle 1</b>	61,76	50,45	83,35	98,59	101,65	126,41	142,79	174,97
<b>angle 2</b>	39,15	77,62	86,25	86,31	128,6	137,7	174,97	161,63
<b>angle 3</b>	77,62	82,94	76,02	86,25	129,46	122,84		174,09
<b>angle 4</b>		75,59	90,06	101,95	126,41	132,94		184,82
<b>angle 5</b>		62,59		88,7	137,7	141,73		185,73
<b>angle 6</b>		91,97		90,06	122,84	140,46		186,27
<b>angle 7</b>		53,19		101,65		168,75		184,3
<b>angle 8</b>		69,5		117,47				
<b>angle 9</b>		49,15						
<b>AVERAGE</b>	59,51	68,11	83,92	96,37	124,44	138,69	158,88	178,83

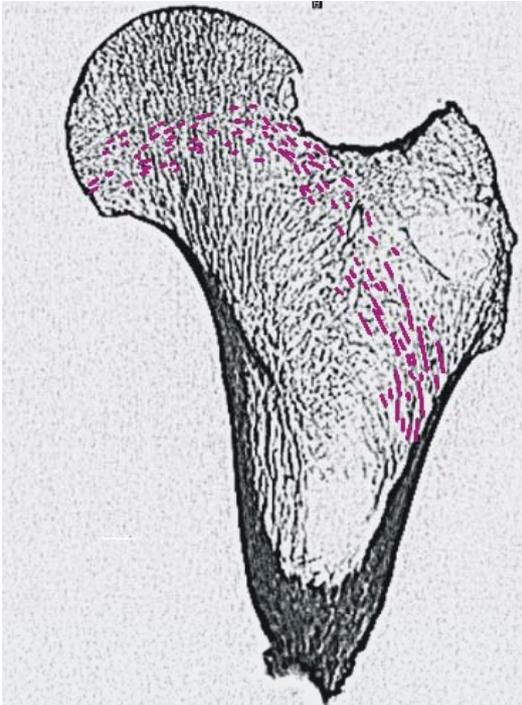
### 3. Identifizierte Bälkchen des bogenförmigen Bündels



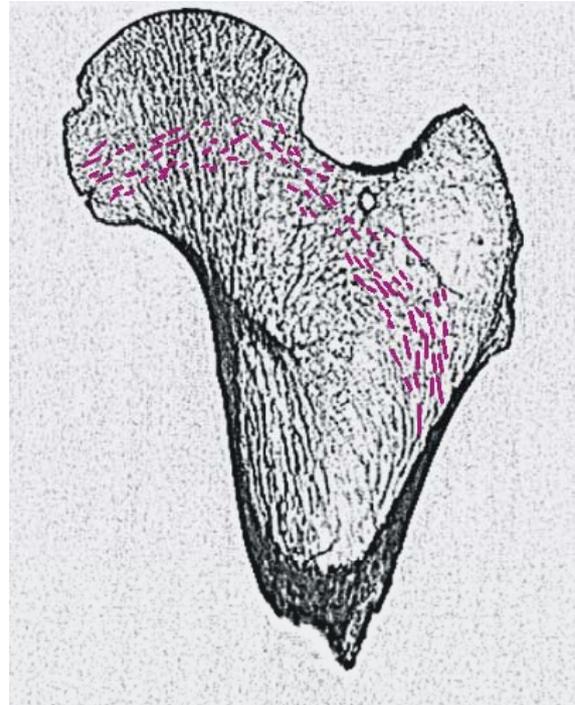
**Abb. VI-11:** Femur 1, CT-Schnitt 102, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



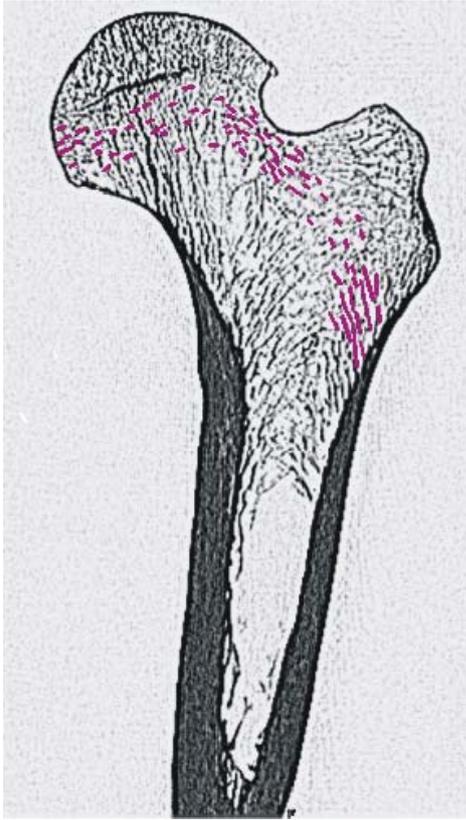
**Abb. VI-12:** Femur 1, CT-Schnitt 109, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



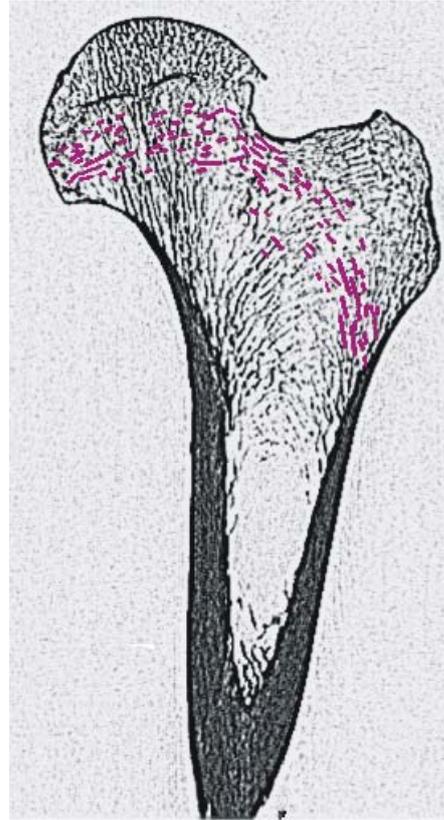
**Abb. VI-13:** Femur 1, CT-Schnitt 116, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



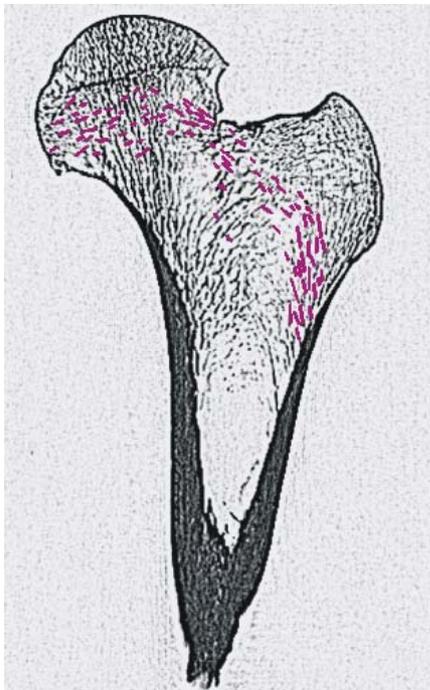
**Abb. VI-14:** Femur 1, CT-Schnitt 125, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



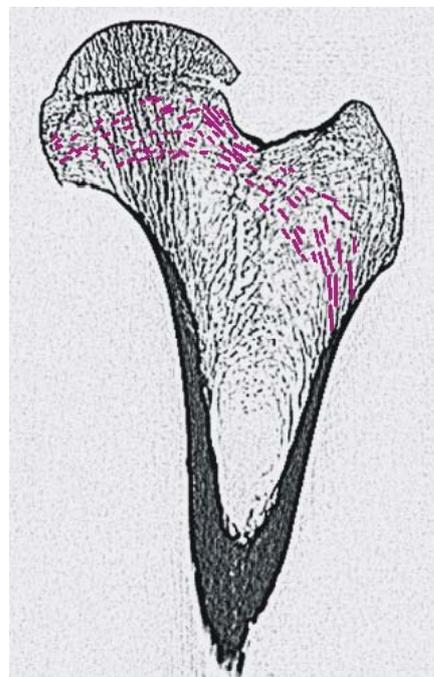
**Abb. VI-15:** Femur 2, CT-Schnitt 80, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



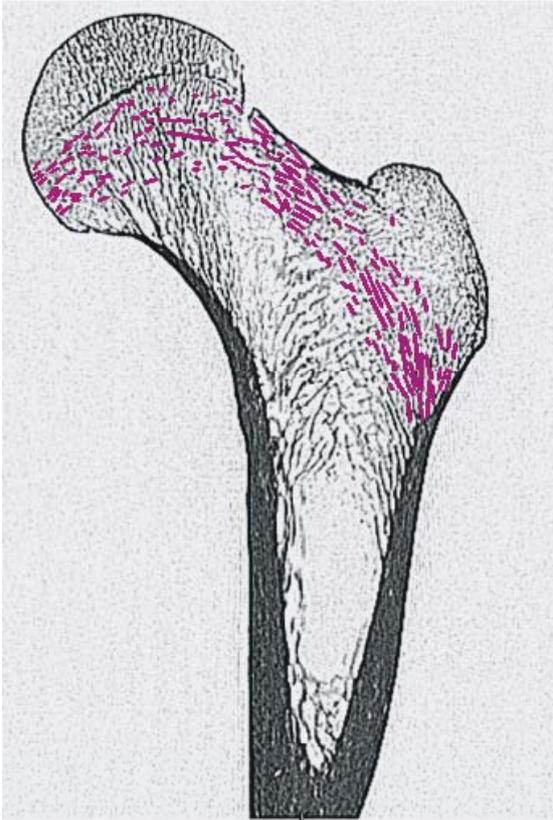
**Abb. VI-16:** Femur 2, CT-Schnitt 94, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



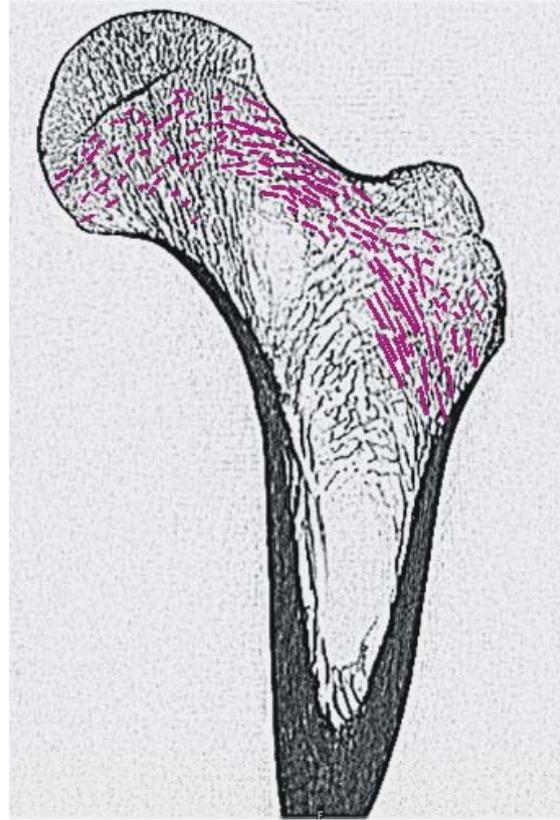
**Abb. VI-17:** Femur 2, CT-Schnitt 101, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



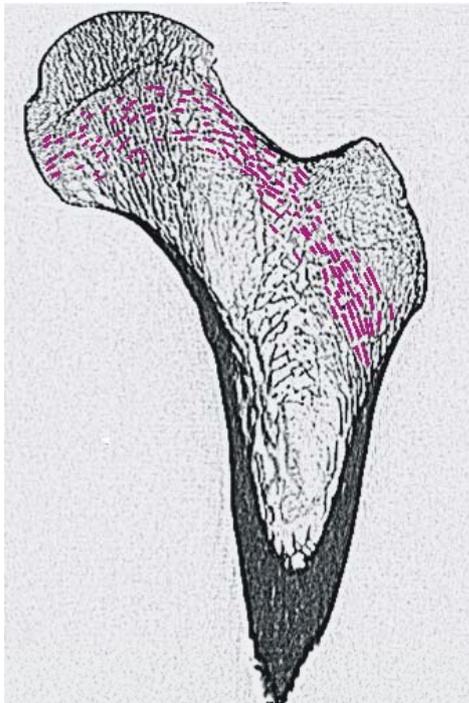
**Abb. VI-18:** Femur 2, CT-Schnitt 107, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



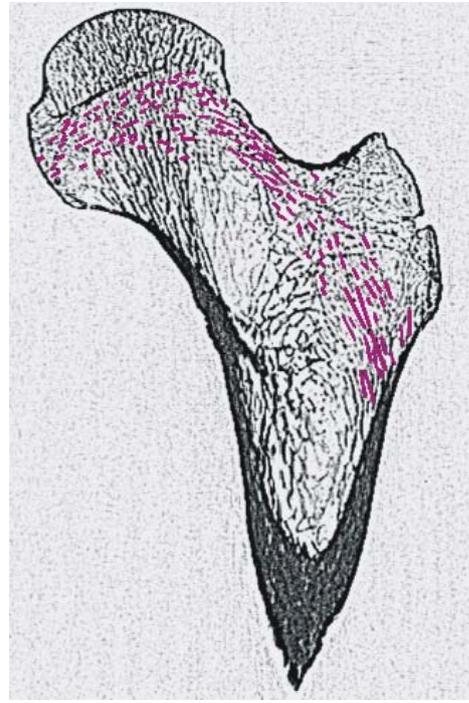
**Abb. VI-19:** Femur 3, CT-Schnitt 87, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



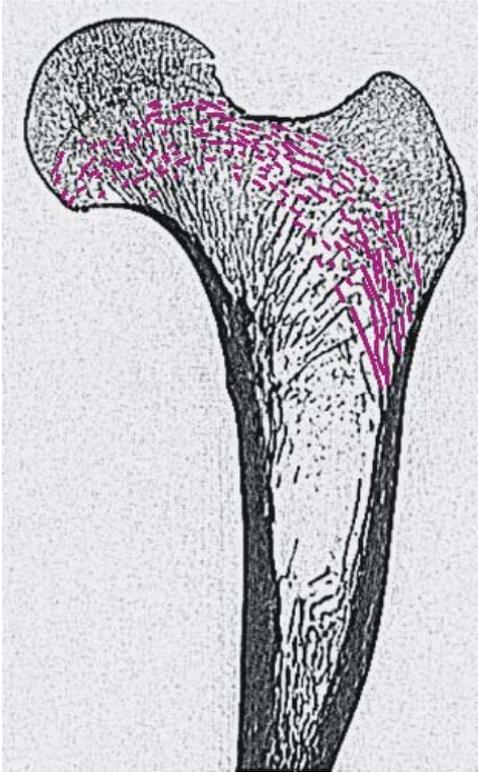
**Abb. VI-20:** Femur 3, CT-Schnitt 94, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



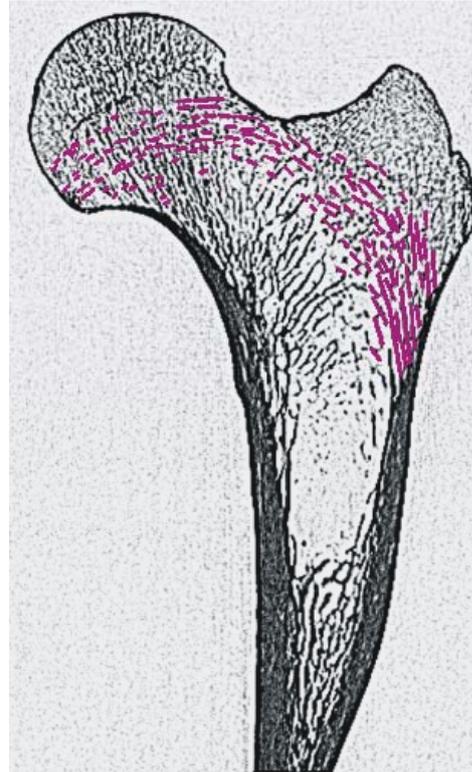
**Abb. VI-21:** Femur 3, CT-Schnitt 107, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



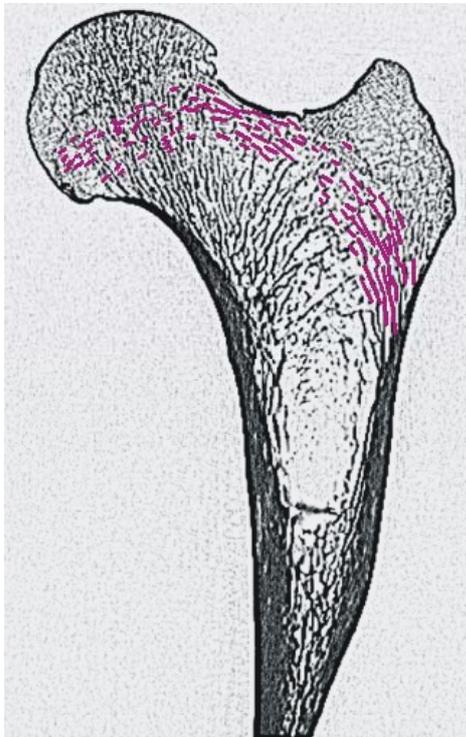
**Abb. VI-22:** Femur 3, CT-Schnitt 113, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



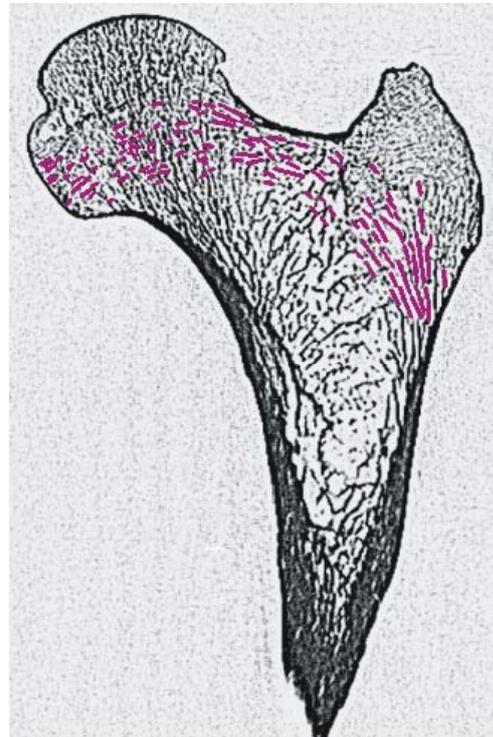
**Abb. VI-23:** Femur 4, CT-Schnitt 79, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



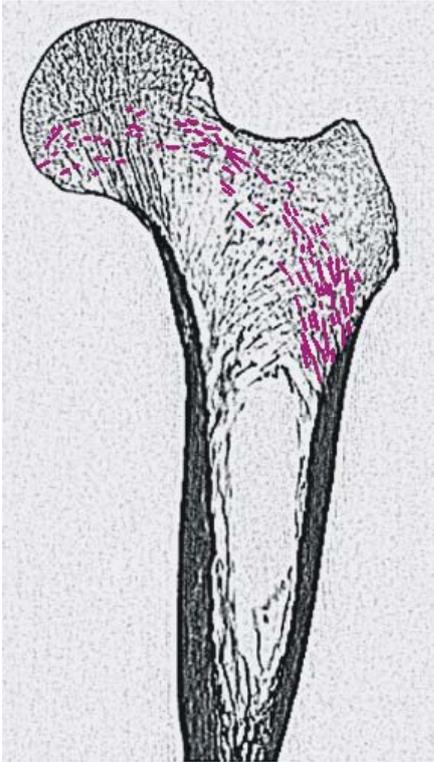
**Abb. VI-24:** Femur 4, CT-Schnitt 86, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



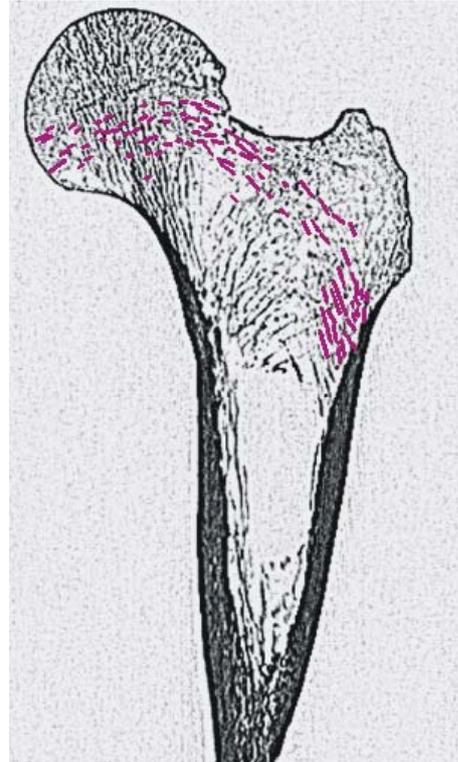
**Abb. VI-25:** Femur 4, CT-Schnitt 93, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



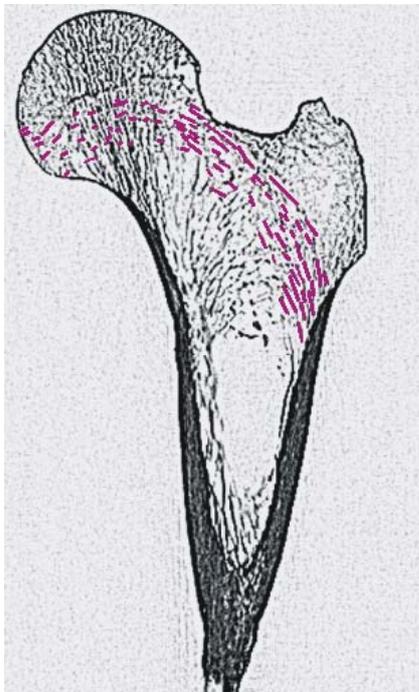
**Abb. VI-26:** Femur 4, CT-Schnitt 108, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



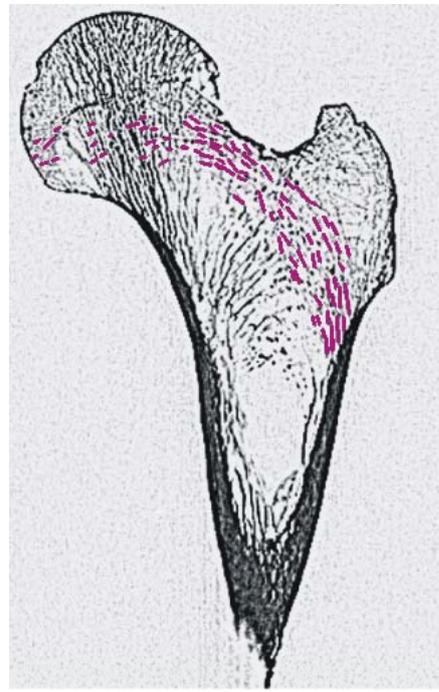
**Abb. VI-27:** Femur 5, CT-Schnitt 82, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



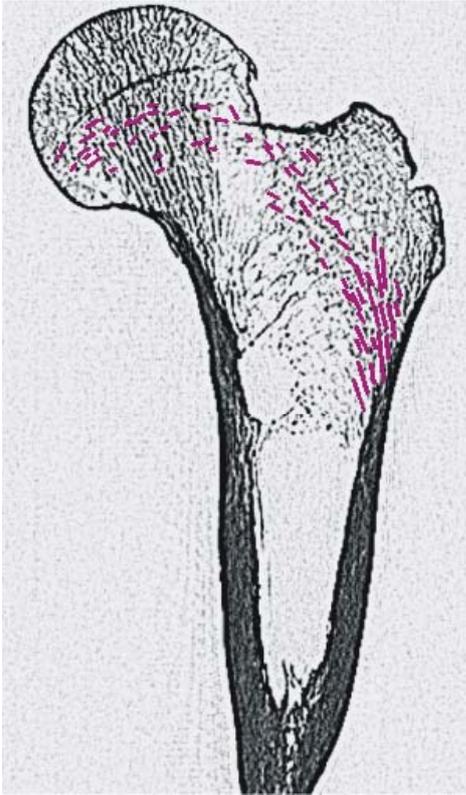
**Abb. VI-28:** Femur 5, CT-Schnitt 90, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



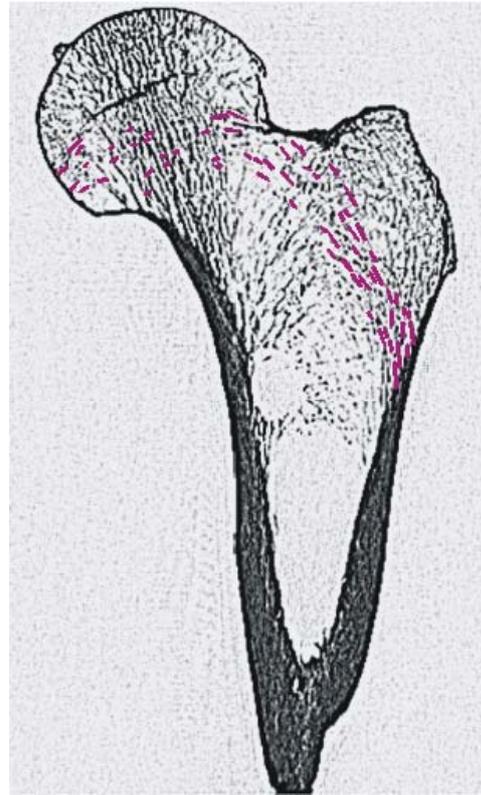
**Abb. VI-29:** Femur 5, CT-Schnitt 97, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



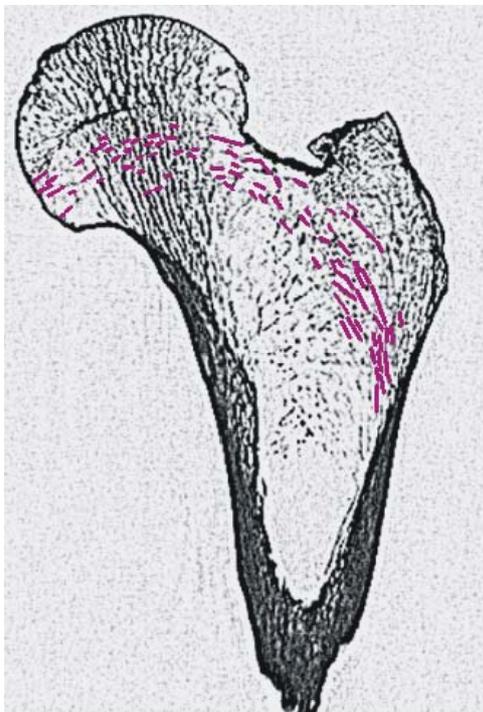
**Abb. VI-30:** Femur 5, CT-Schnitt 106, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



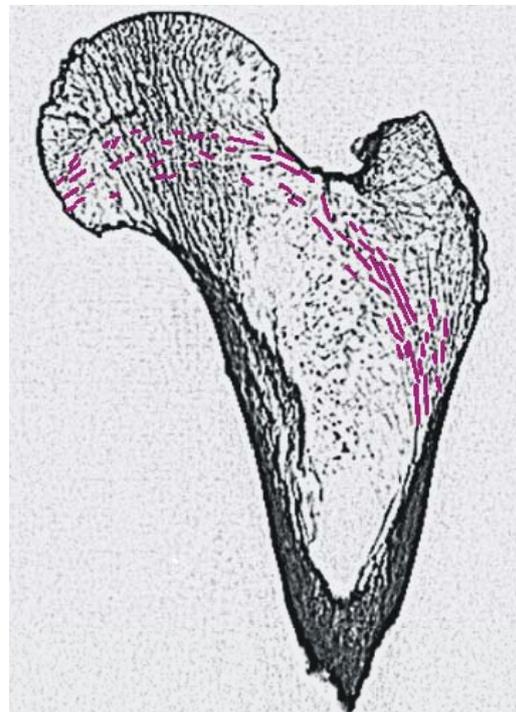
**Abb. VI-31:** Femur 6, CT-Schnitt 171, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



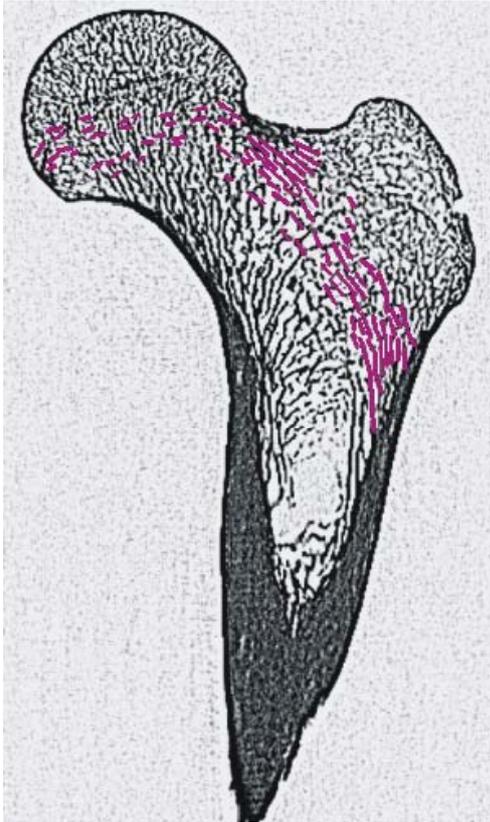
**Abb. VI-32:** Femur 6, CT-Schnitt 179, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



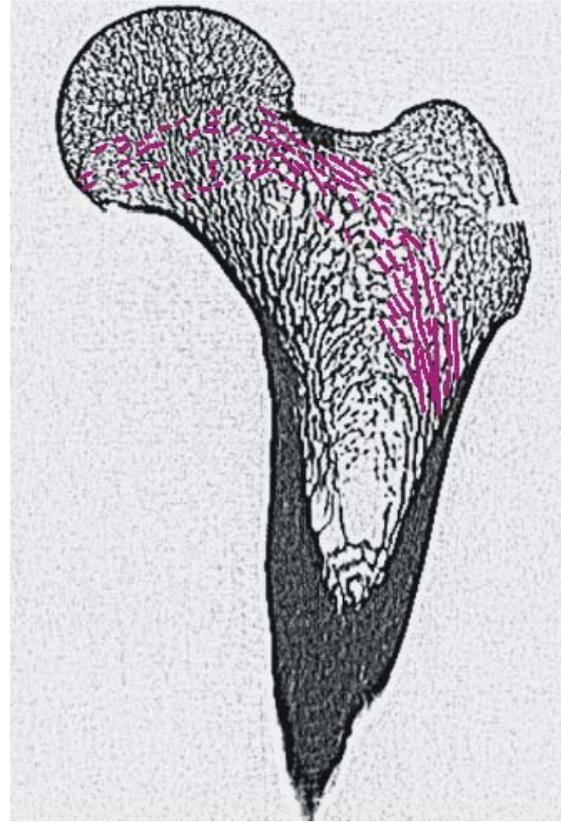
**Abb. VI-33:** Femur 6, CT-Schnitt 193, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



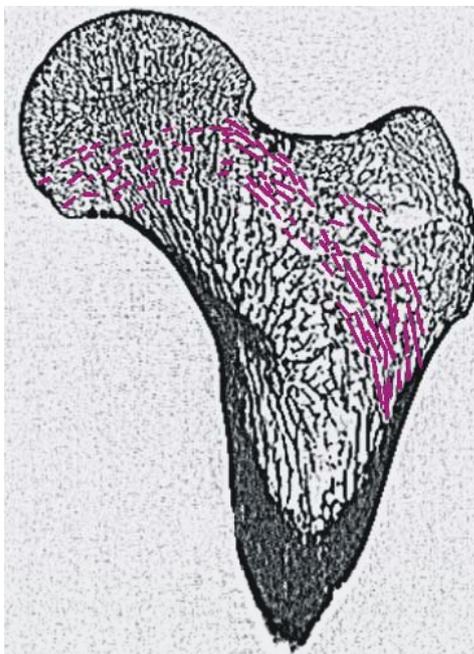
**Abb. VI-34:** Femur 6, CT-Schnitt 199, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



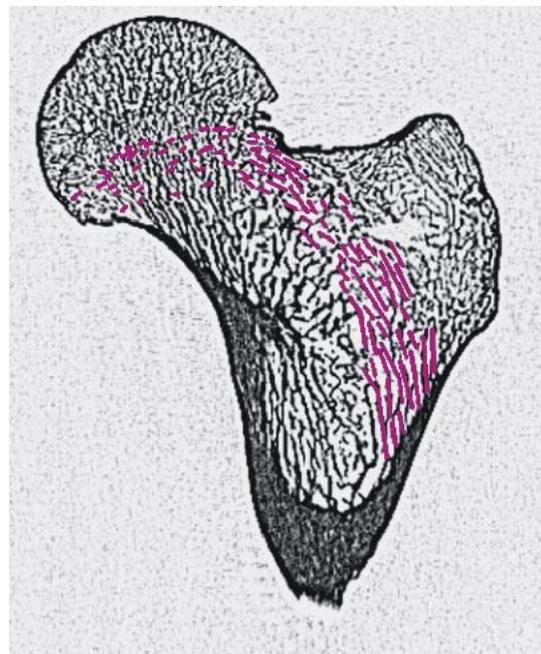
**Abb. VI-35:** Femur 7, CT-Schnitt 114, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



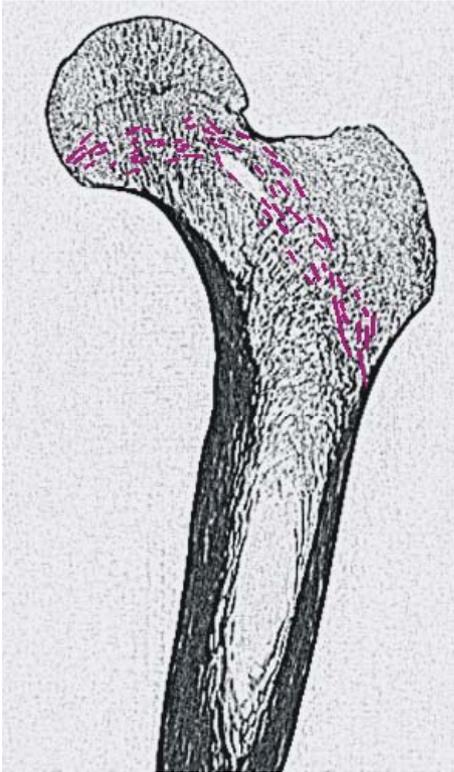
**Abb. VI-36:** Femur 7, CT-Schnitt 118, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



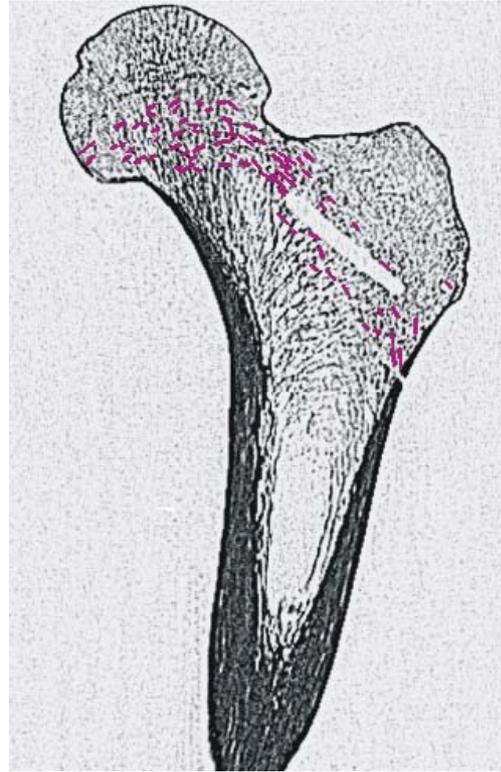
**Abb. VI-37:** Femur 7, CT-Schnitt 131, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



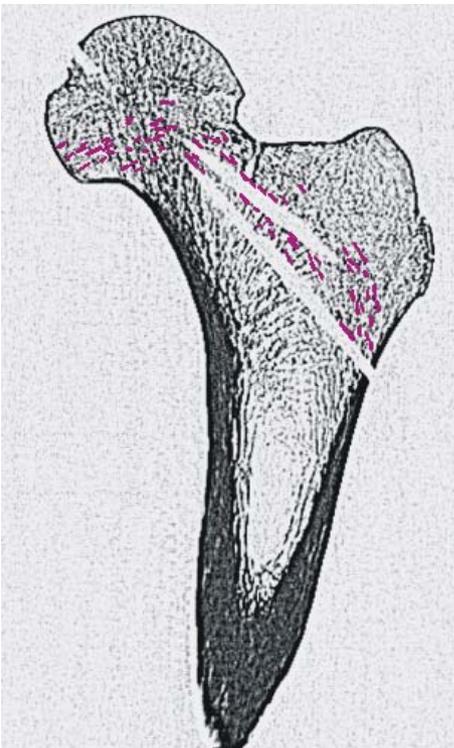
**Abb. VI-38:** Femur 7, CT-Schnitt 138, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



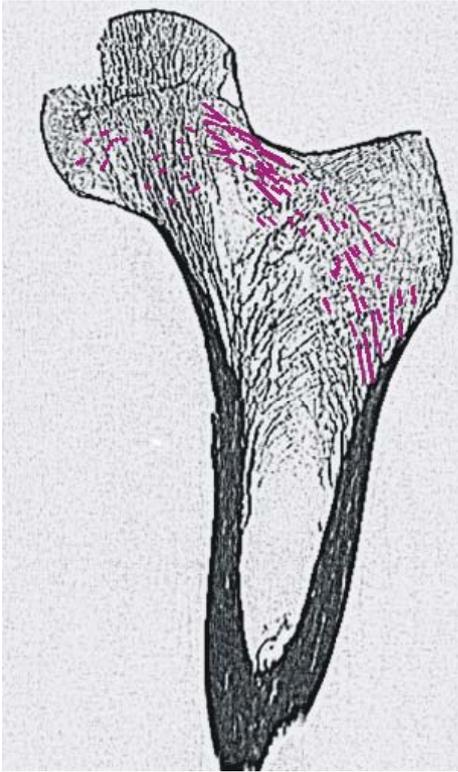
**Abb. VI-39:** Femur 8, CT-Schnitt 62, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



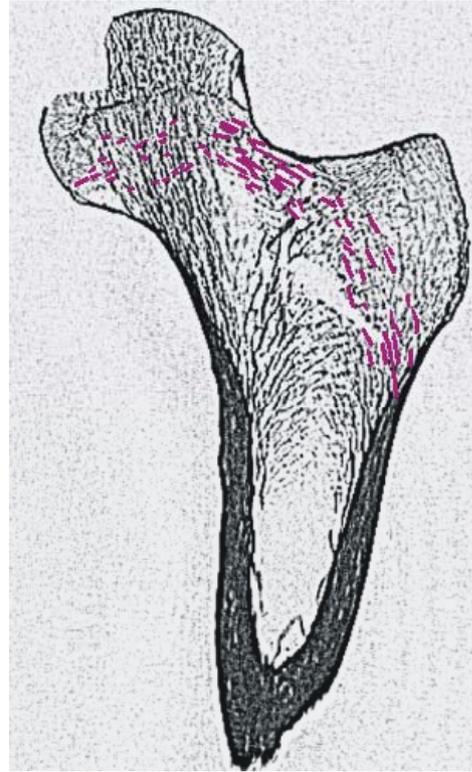
**Abb. VI-40:** Femur 8, CT-Schnitt 76, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



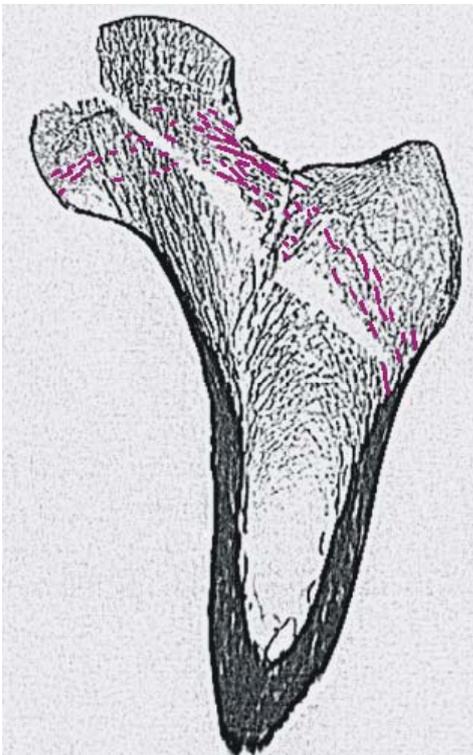
**Abb. VI-41:** Femur 8, CT-Schnitt 81, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



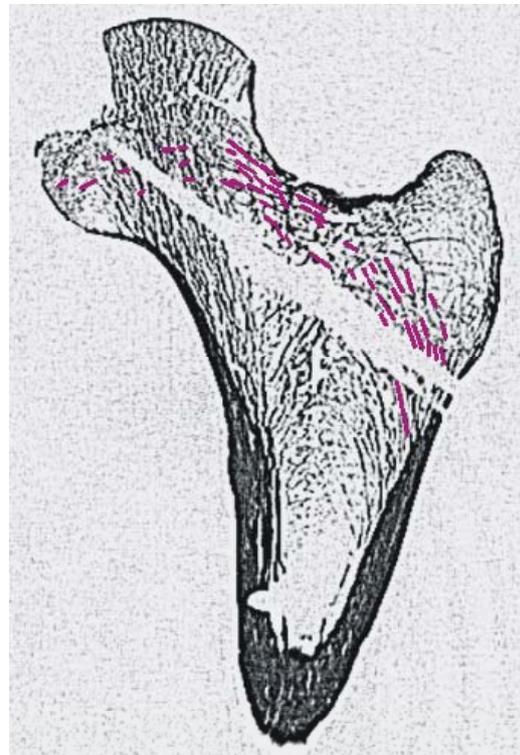
**Abb. VI-42:** Femur 9, CT-Schnitt 78, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



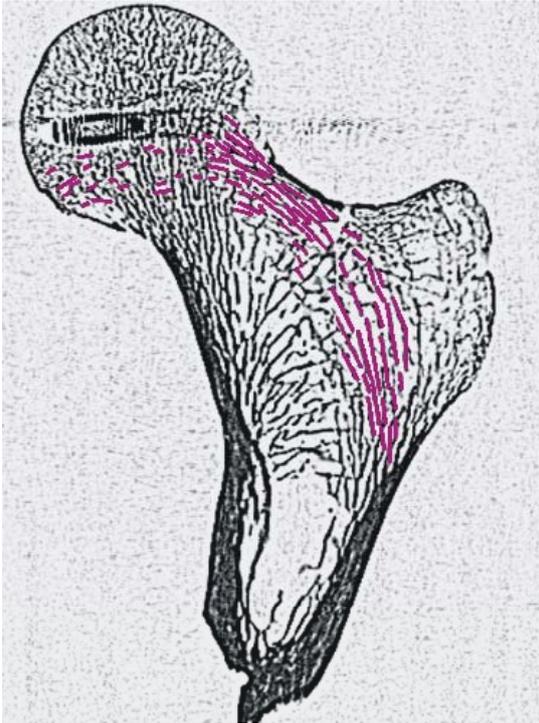
**Abb. VI-43:** Femur 9, CT-Schnitt 83, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



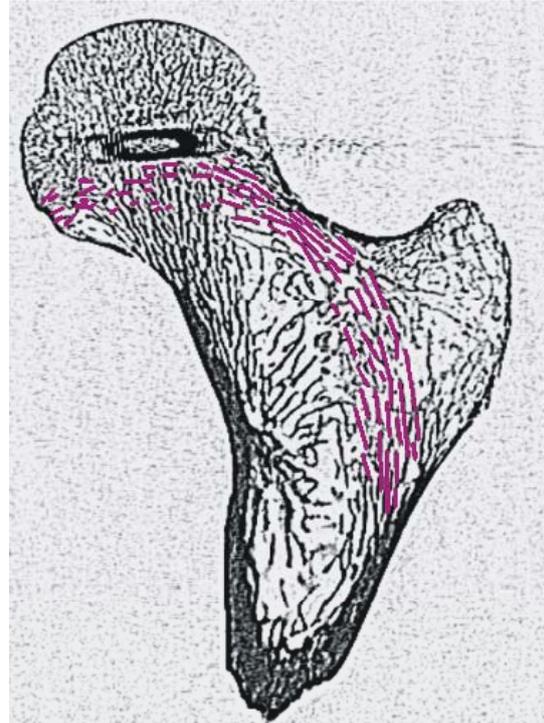
**Abb. VI-44:** Femur 9, CT-Schnitt 86, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



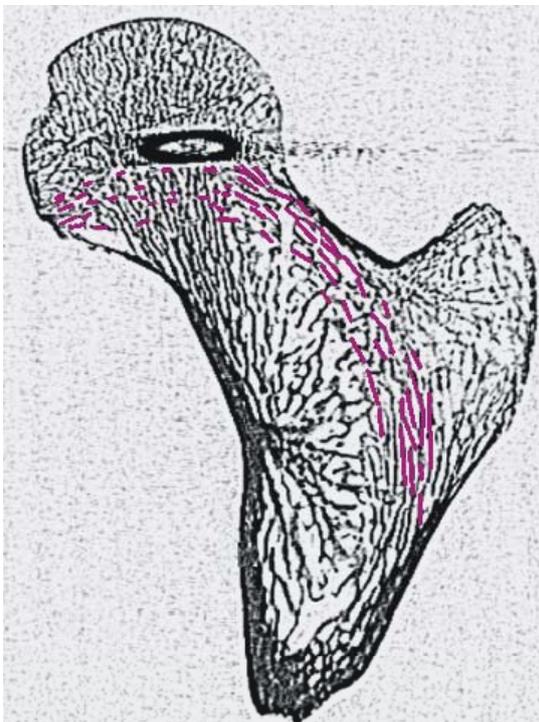
**Abb. VI-45:** Femur 9, CT-Schnitt 98, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



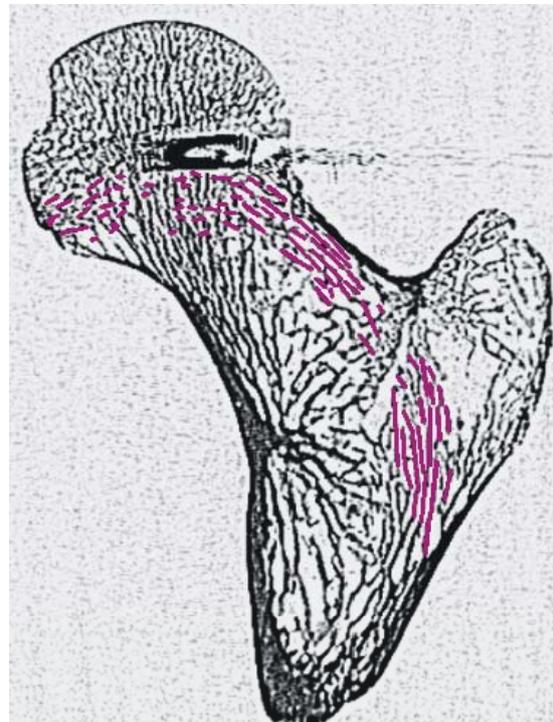
**Abb. VI-46:** Femur 10, CT-Schnitt 71, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.



**Abb. VI-47:** Femur 10, CT-Schnitt 81, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.

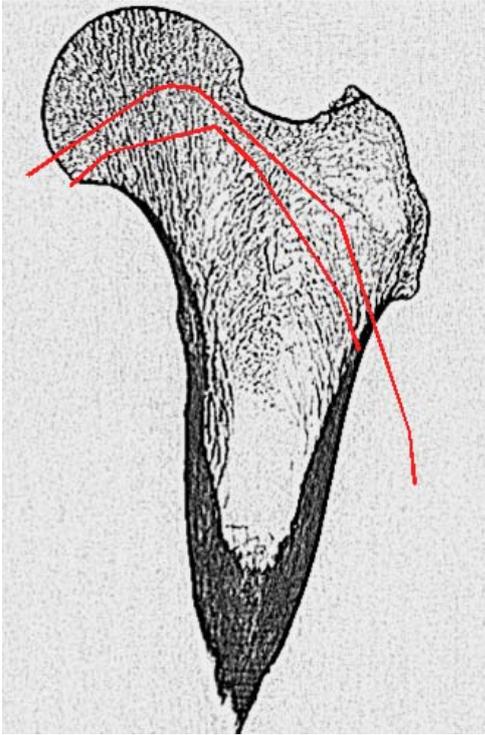


**Abb. VI-48:** Femur 10, CT-Schnitt 87, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.

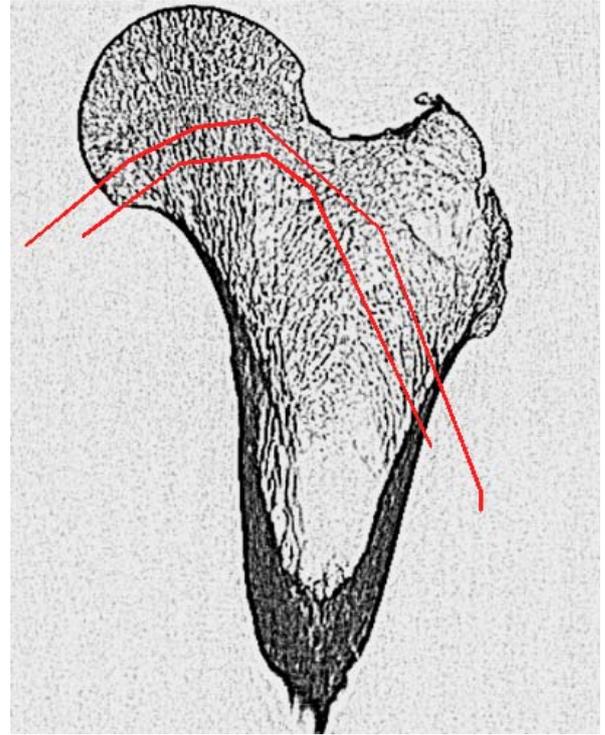


**Abb. VI-49:** Femur 10, CT-Schnitt 91, Markierung der Bälkchen des bogenförmigen Bündels.

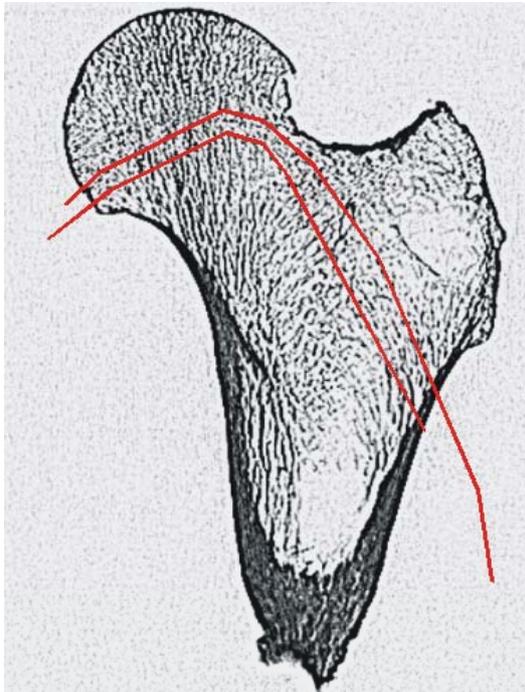
## 4. Ermittelte Streckenfolgen



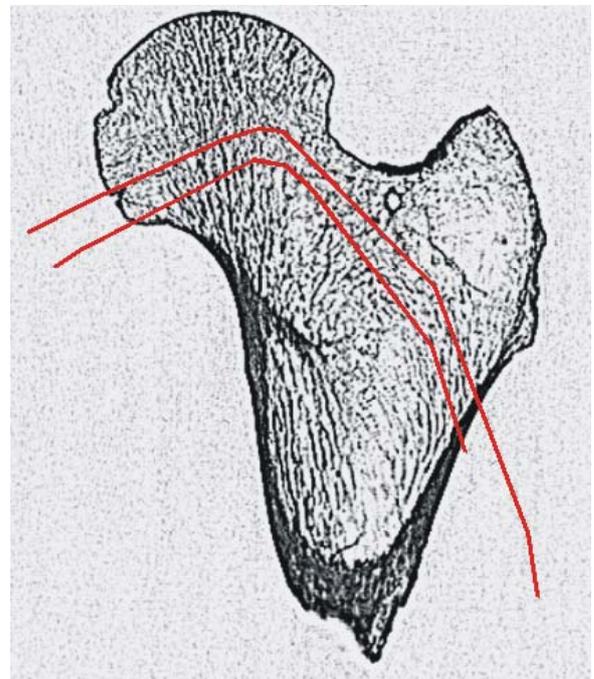
**Abb. VI-50:** Femur 1, CT-Schnitt 102, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



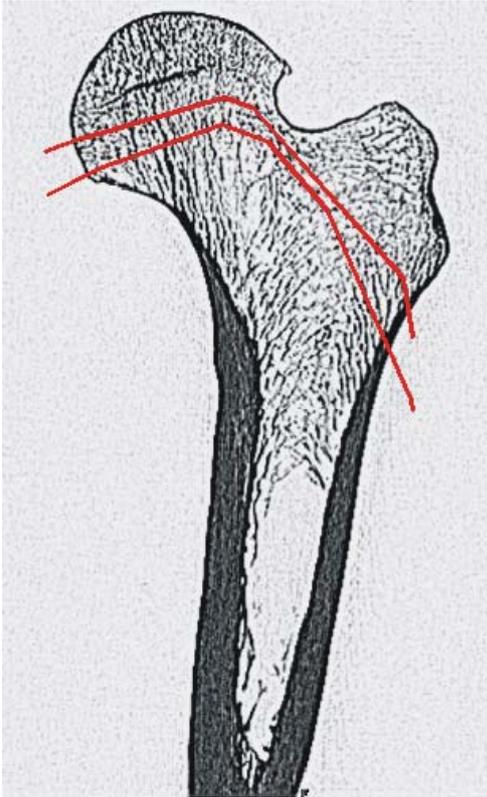
**Abb. VI-51:** Femur 1, CT-Schnitt 109, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



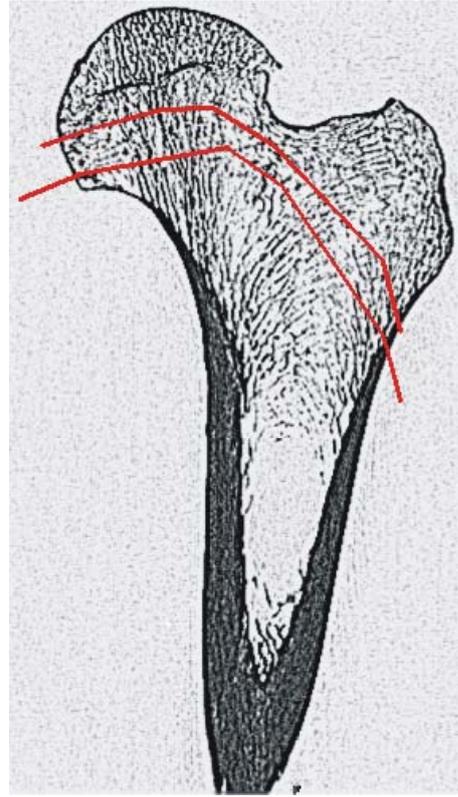
**Abb. VI-52:** Femur 1, CT-Schnitt 116, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



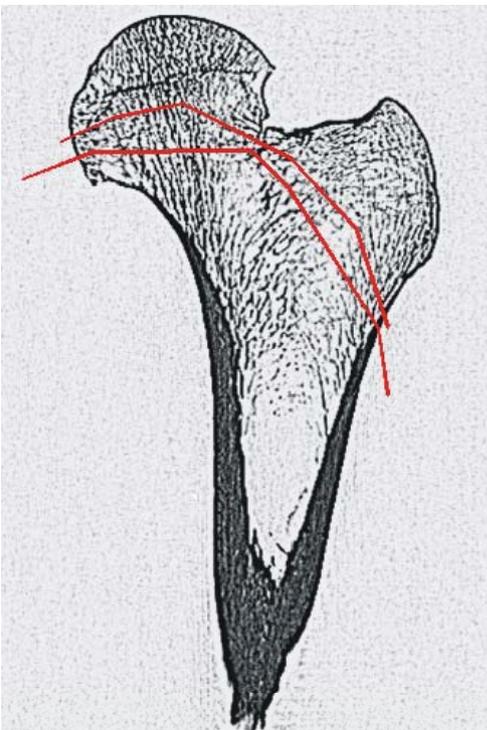
**Abb. VI-53:** Femur 1, CT-Schnitt 125, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



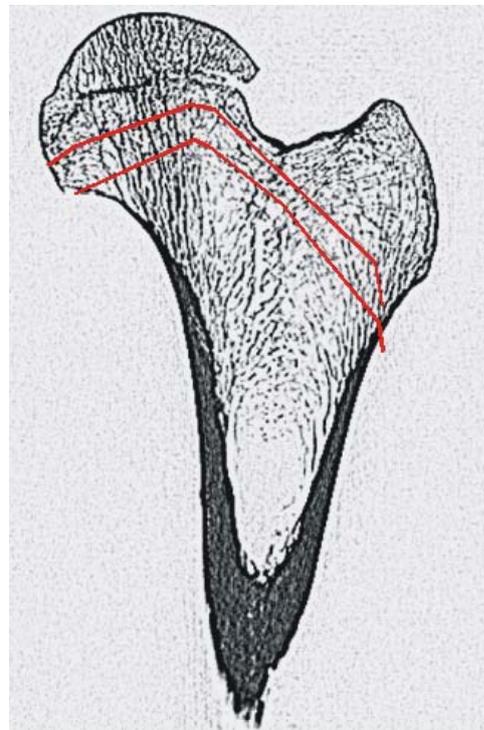
**Abb. VI-54:** Femur 2, CT-Schnitt 80, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



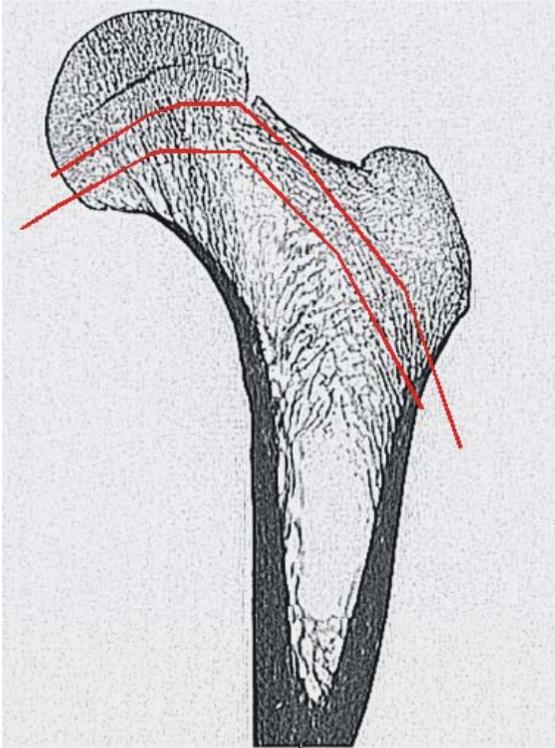
**Abb. VI-55:** Femur 2, CT-Schnitt 94, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



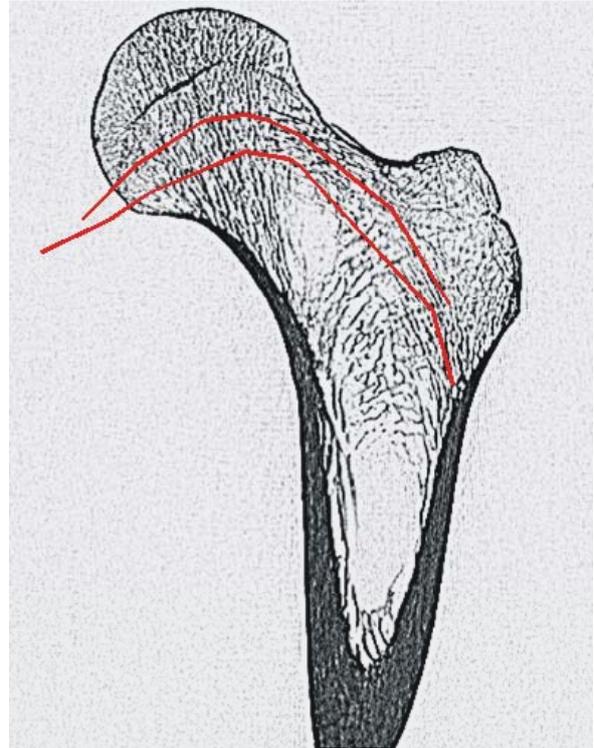
**Abb. VI-56:** Femur 2, CT-Schnitt 101, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



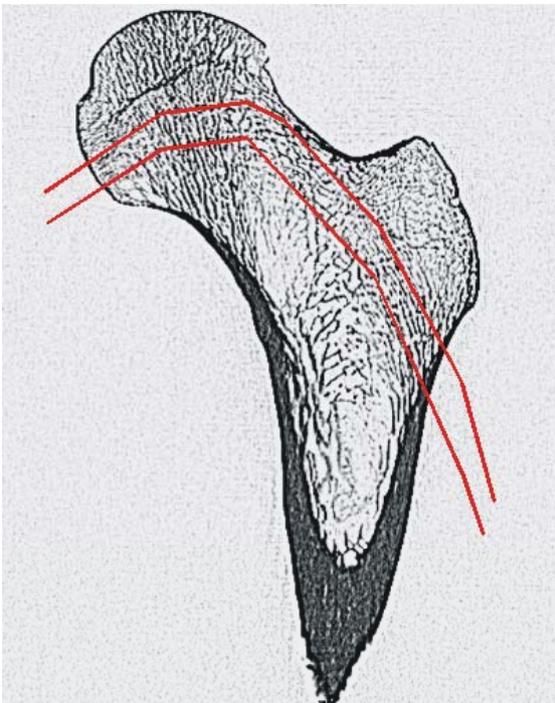
**Abb. VI-57:** Femur 2, CT-Schnitt 107, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



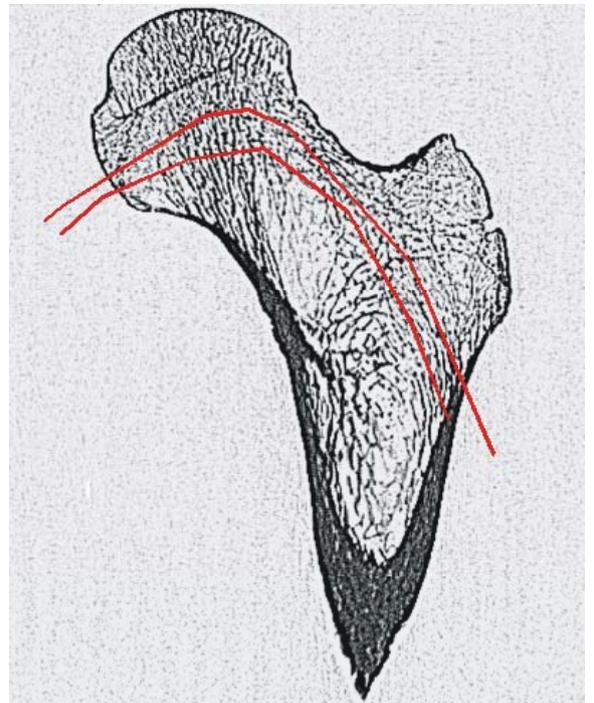
**Abb. VI-58:** Femur 3, CT-Schnitt 87, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



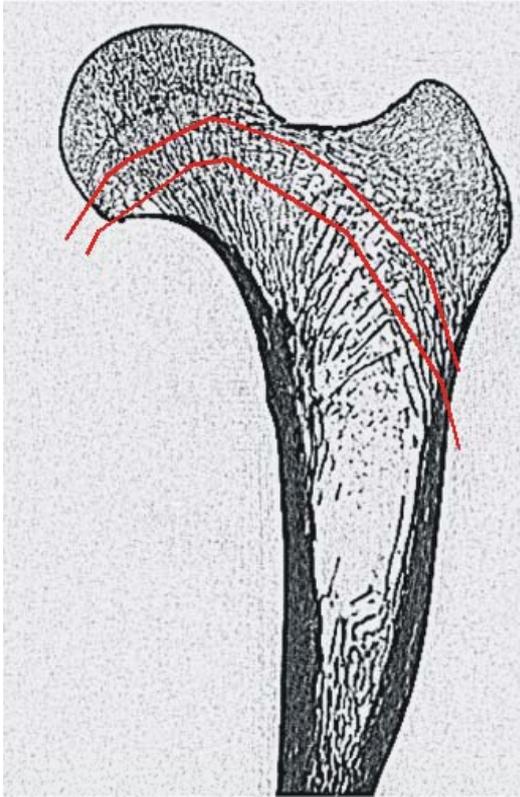
**Abb. VI-59:** Femur 3, CT-Schnitt 94, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



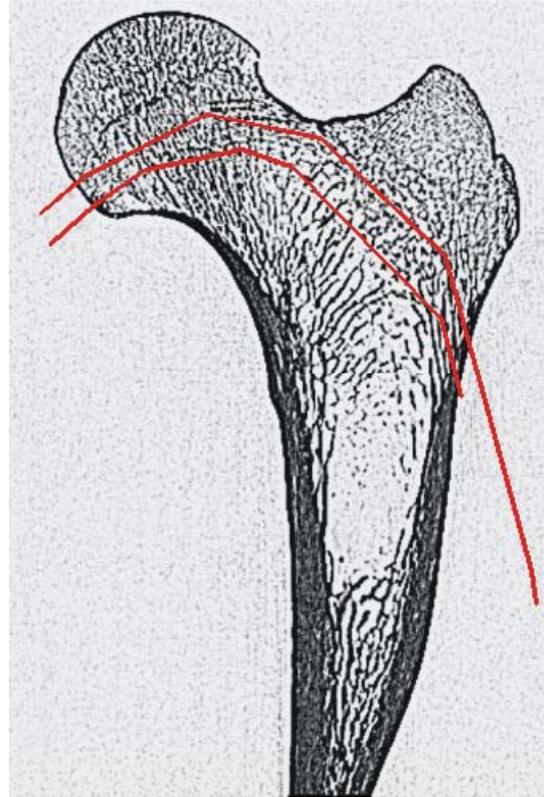
**Abb. VI-60:** Femur 3, CT-Schnitt 107, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



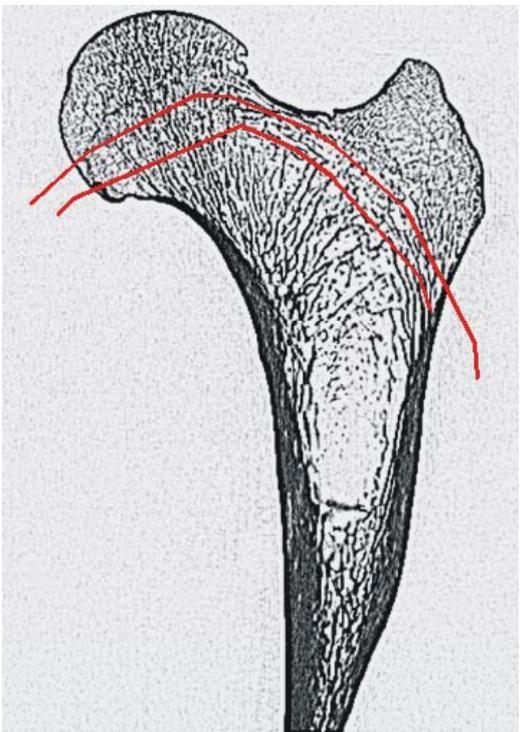
**Abb. VI-61:** Femur 3, CT-Schnitt 113, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



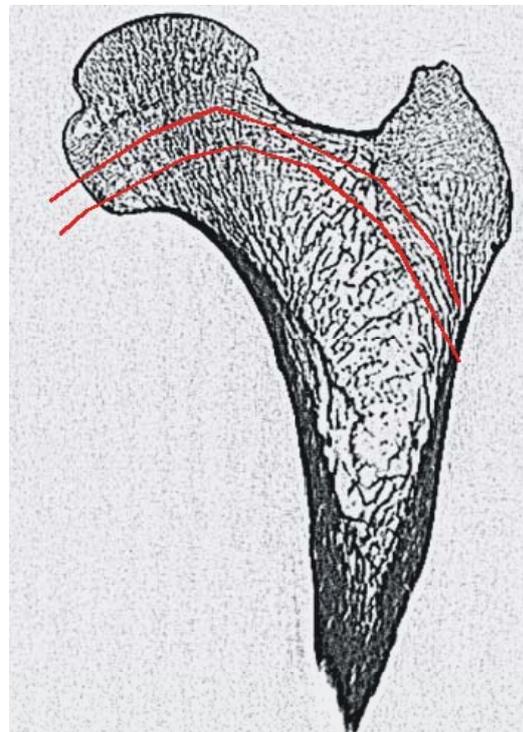
**Abb. VI-62:** Femur 4, CT-Schnitt 79, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



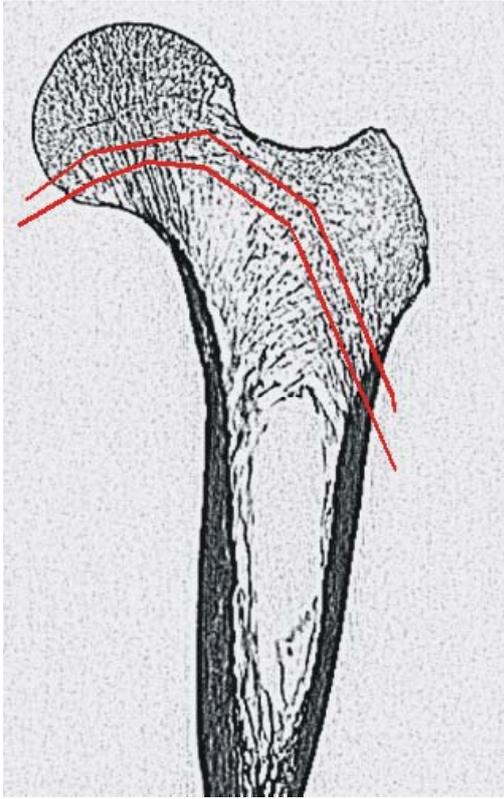
**Abb. VI-63:** Femur 4, CT-Schnitt 86, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



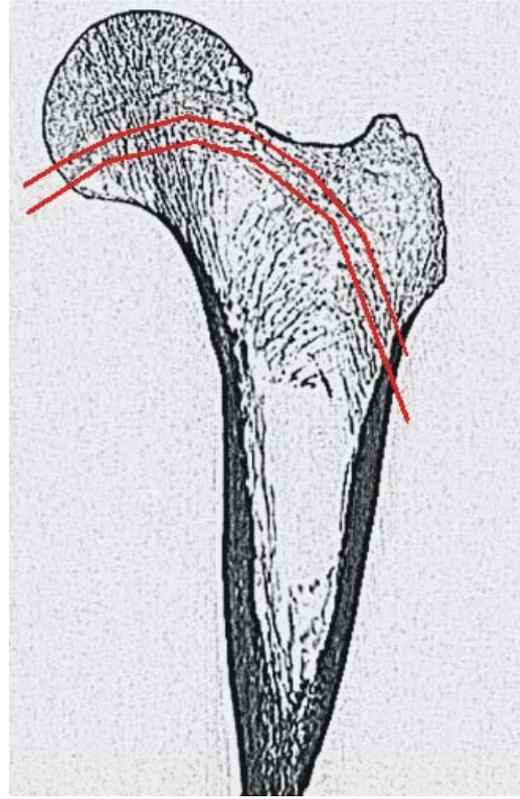
**Abb. VI-64:** Femur 4, CT-Schnitt 93, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



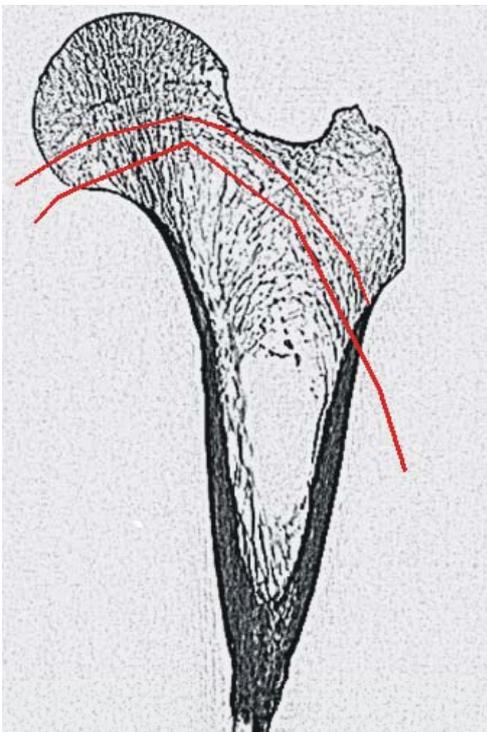
**Abb. VI-65:** Femur 4, CT-Schnitt 108, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



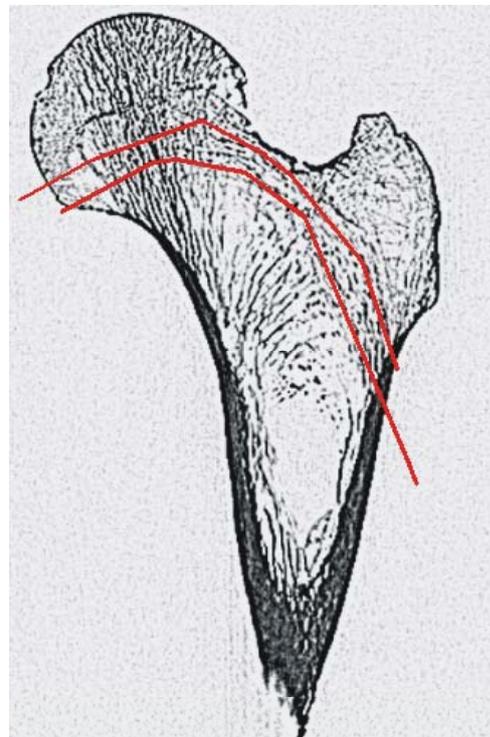
**Abb. VI-66:** Femur 5, CT-Schnitt 82, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



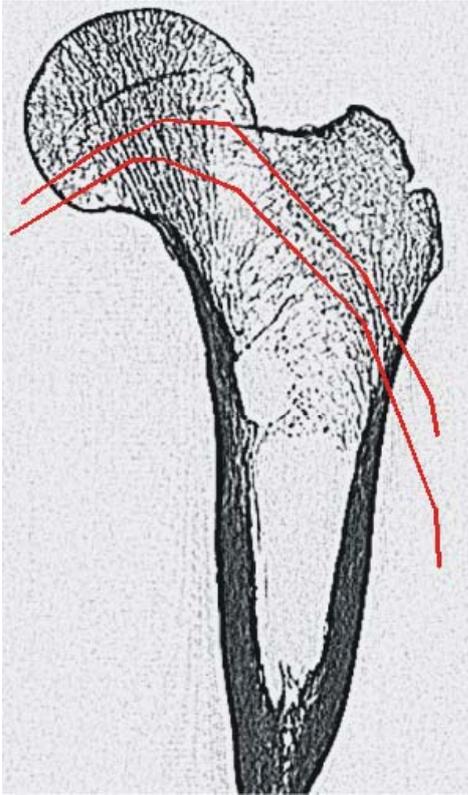
**Abb. VI-67:** Femur 5, CT-Schnitt 90, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



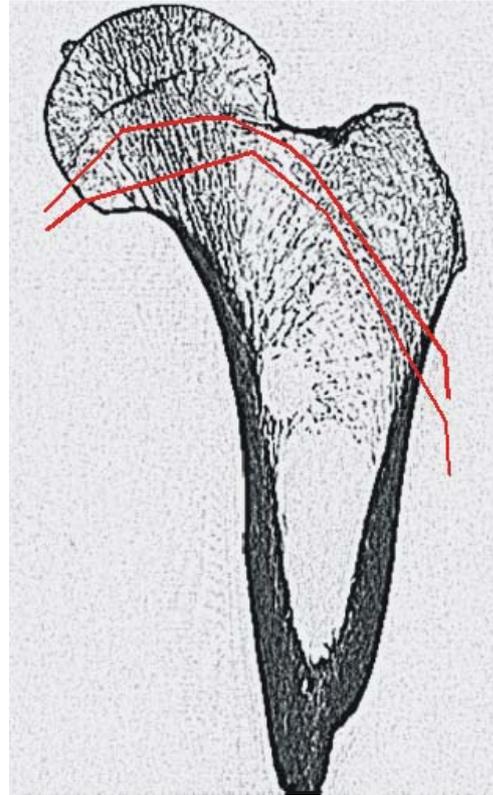
**Abb. VI-68:** Femur 5, CT-Schnitt 97, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



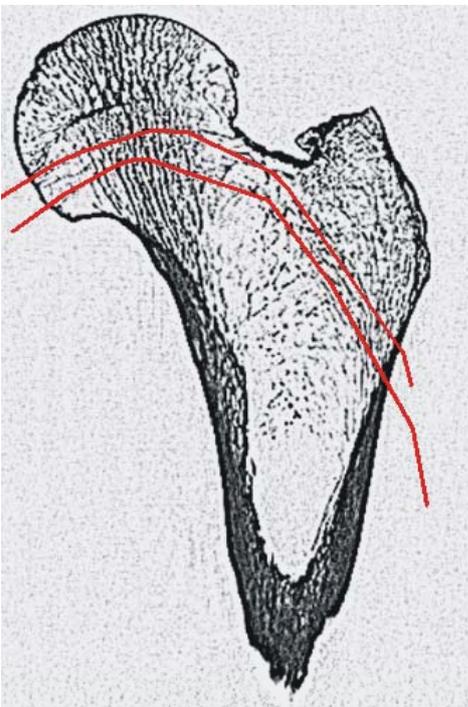
**Abb. VI-69:** Femur 5, CT-Schnitt 106, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



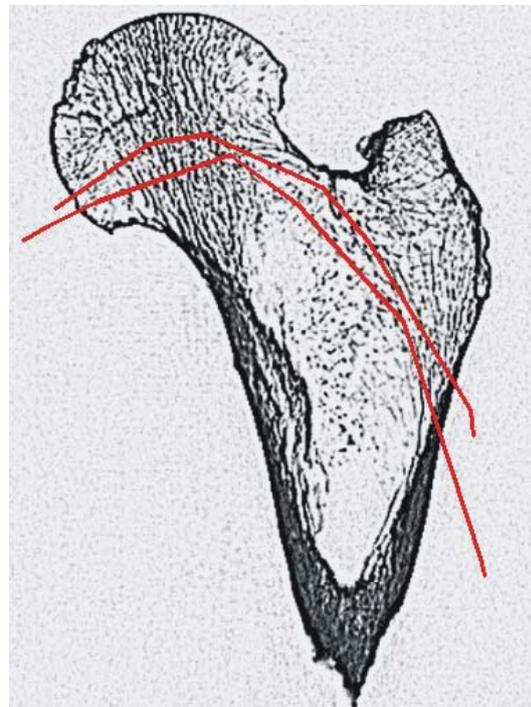
**Abb. VI-70:** Femur 6, CT-Schnitt 171, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



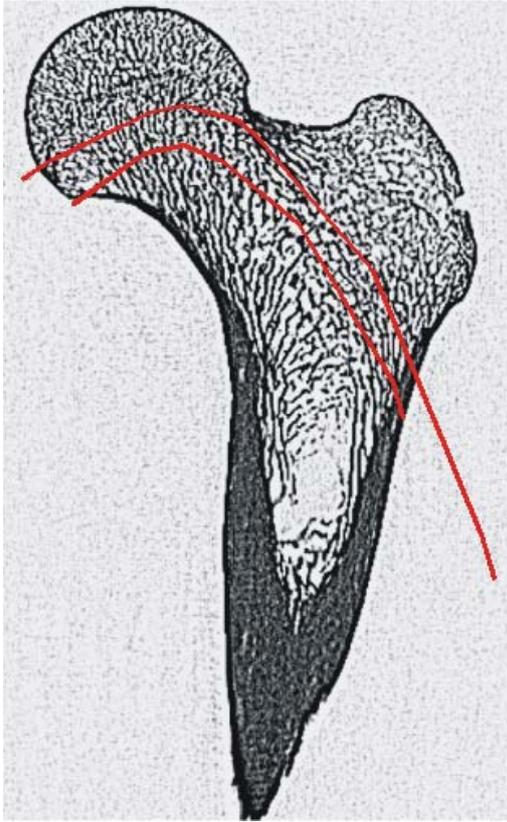
**Abb. VI-71:** Femur 6, CT-Schnitt 179, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



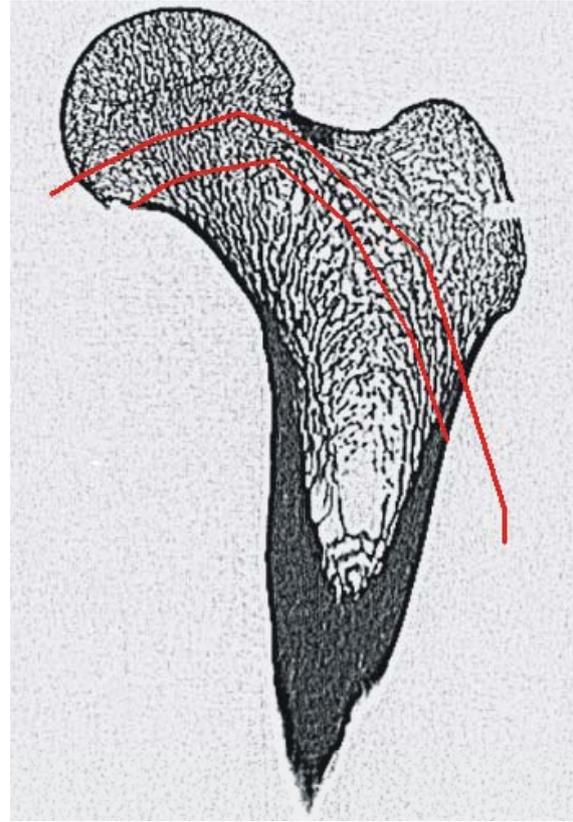
**Abb. VI-72:** Femur 6, CT-Schnitt 193, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



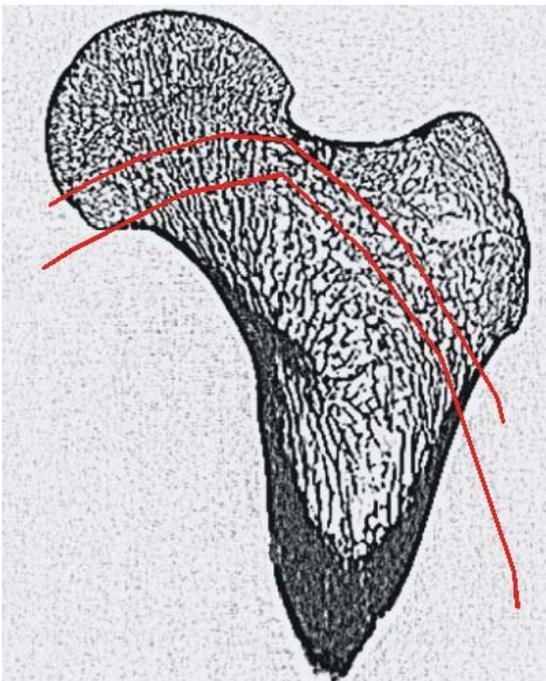
**Abb. VI-73:** Femur 6, CT-Schnitt 199, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



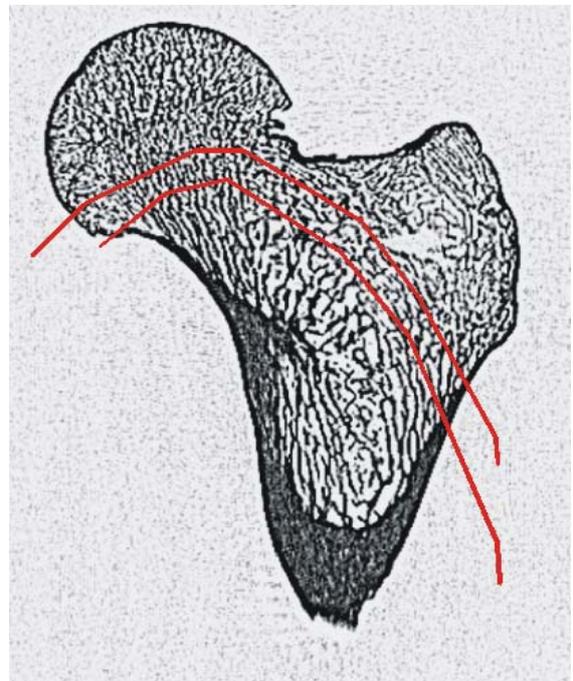
**Abb. VI-74:** Femur 7, CT-Schnitt 114, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



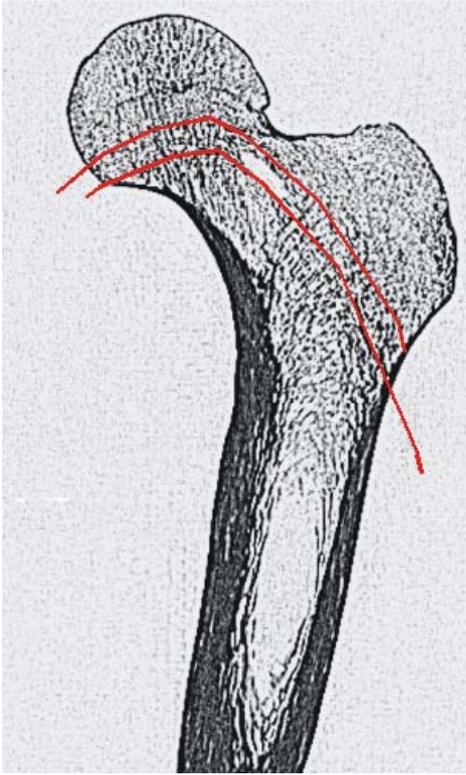
**Abb. VI-75:** Femur 7, CT-Schnitt 118, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



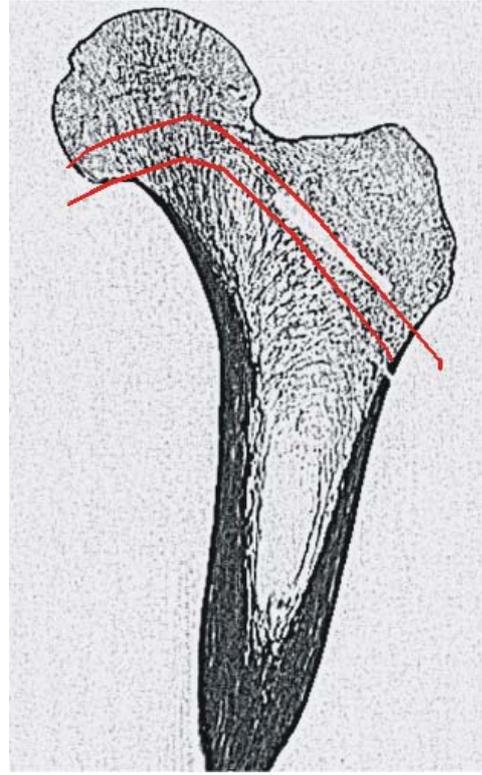
**Abb. VI-76:** Femur 7, CT-Schnitt 131, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



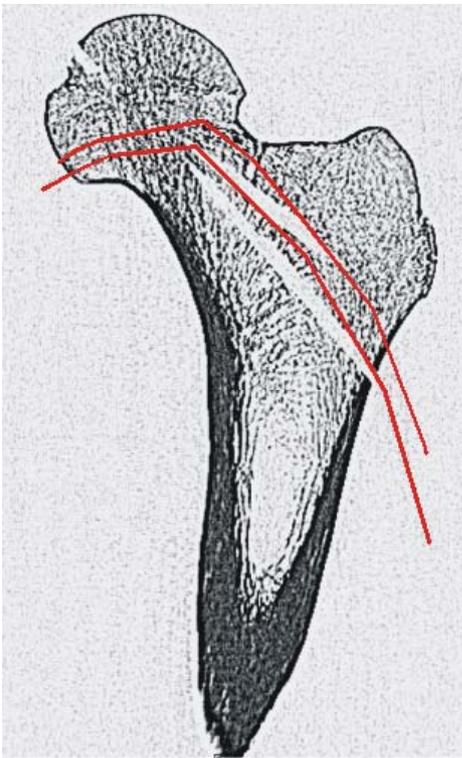
**Abb. VI-77:** Femur 7, CT-Schnitt 138, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



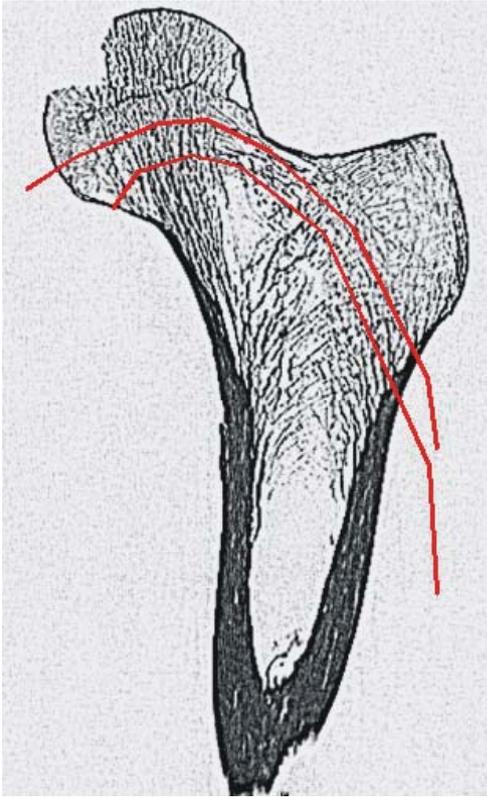
**Abb. VI-78:** Femur 8, CT-Schnitt 62, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



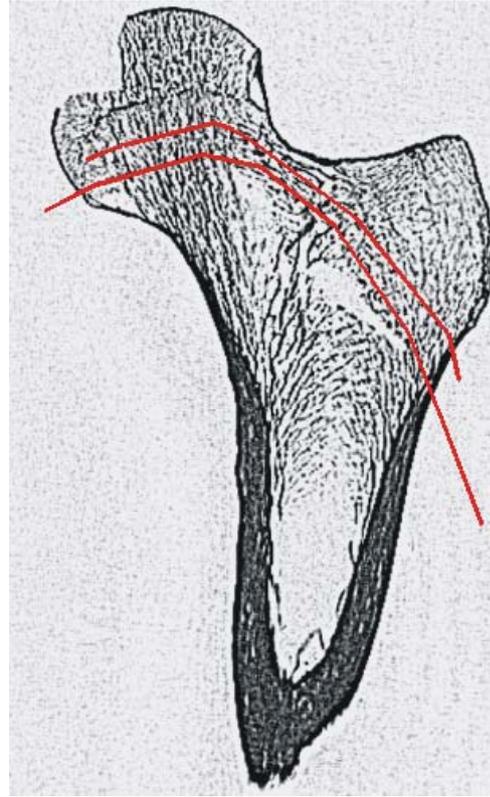
**Abb. VI-79:** Femur 8, CT-Schnitt 76, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



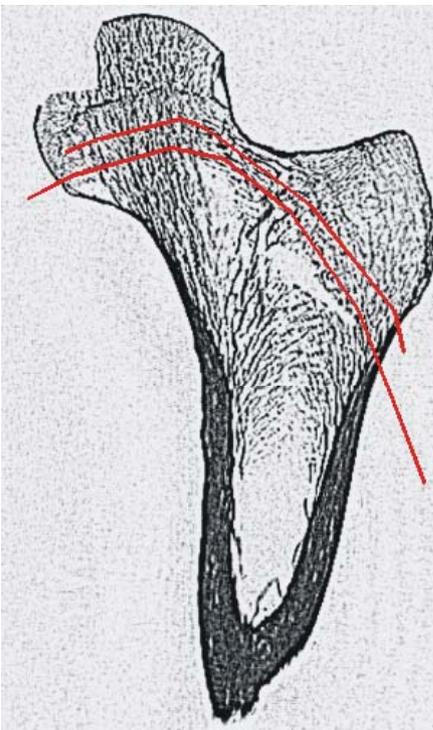
**Abb. VI-80:** Femur 8, CT-Schnitt 81, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



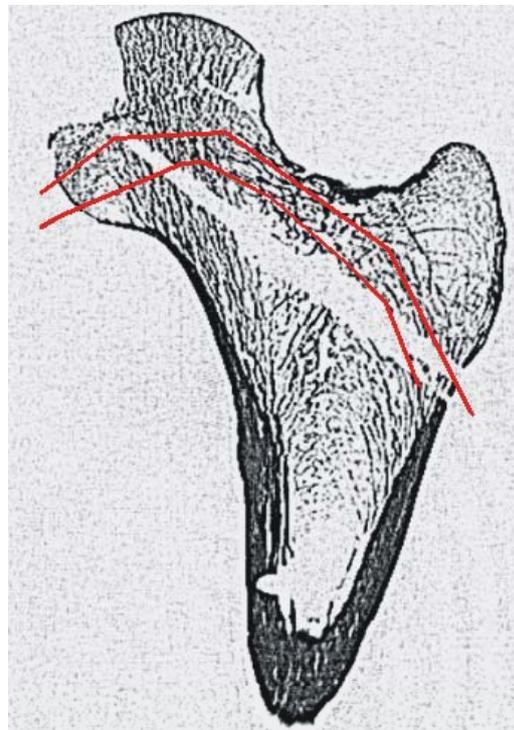
**Abb. VI-81:** Femur 9, CT-Schnitt 78, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



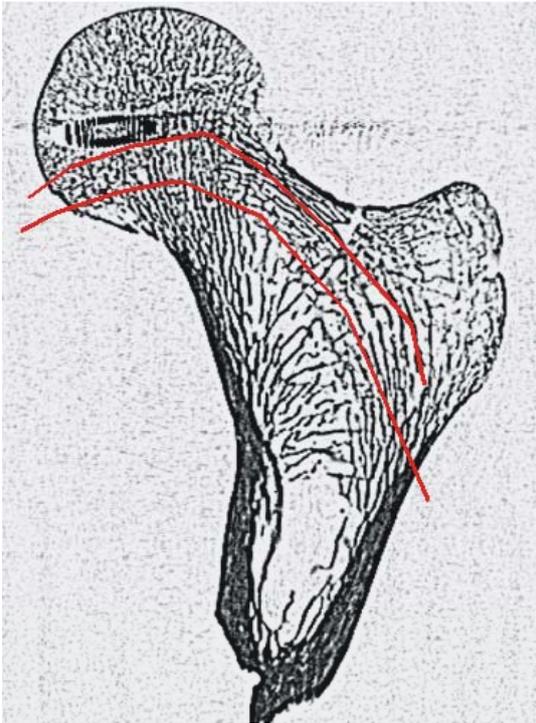
**Abb. VI-82:** Femur 9, CT-Schnitt 83, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



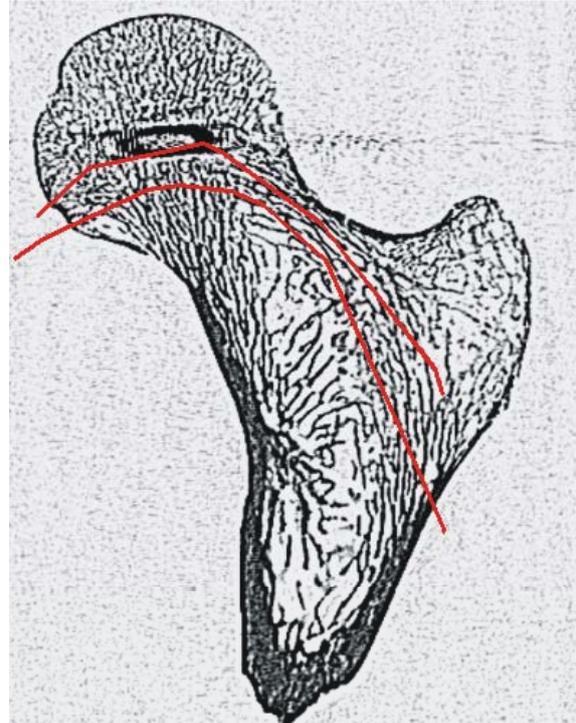
**Abb. VI-83:** Femur 9, CT-Schnitt 86, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



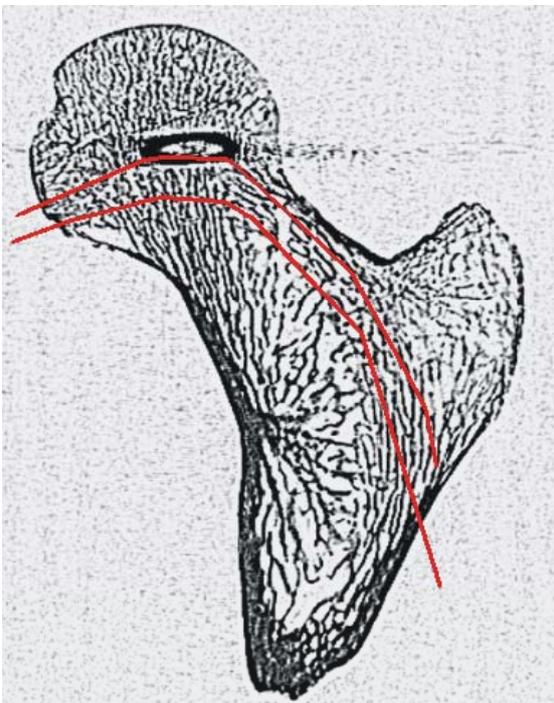
**Abb. VI-84:** Femur 9, CT-Schnitt 98, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



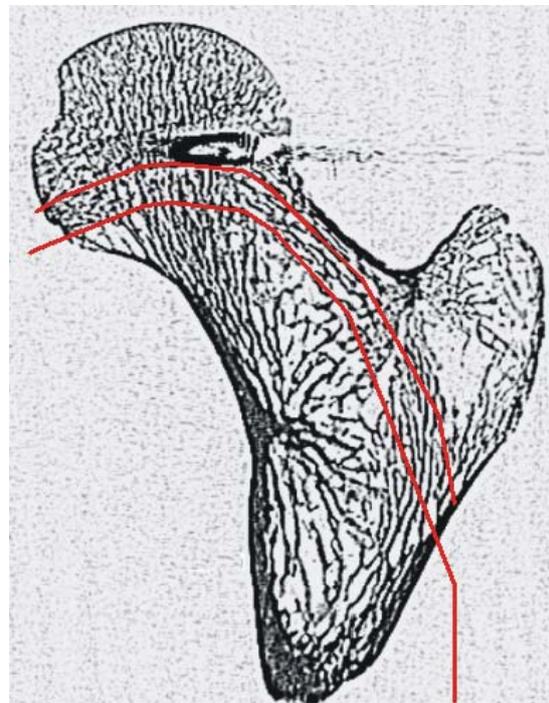
**Abb. VI-85:** Femur 10, CT-Schnitt 71, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).



**Abb. VI-86:** Femur 10, CT-Schnitt 81, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).

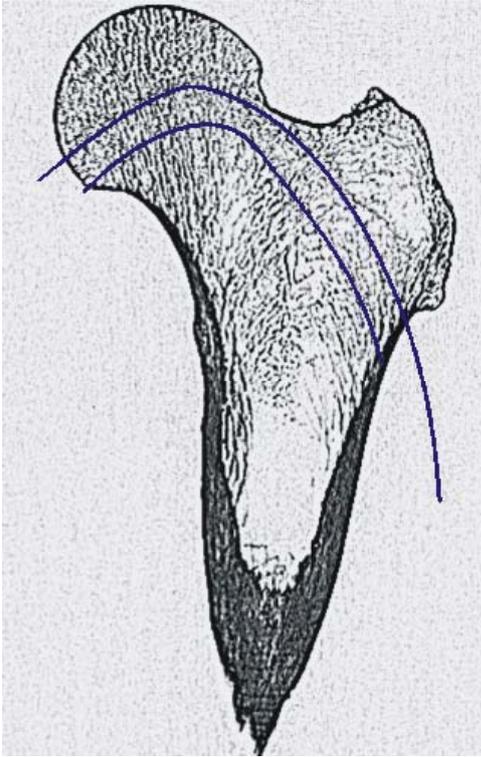


**Abb. VI-87:** Femur 10, CT-Schnitt 87, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).

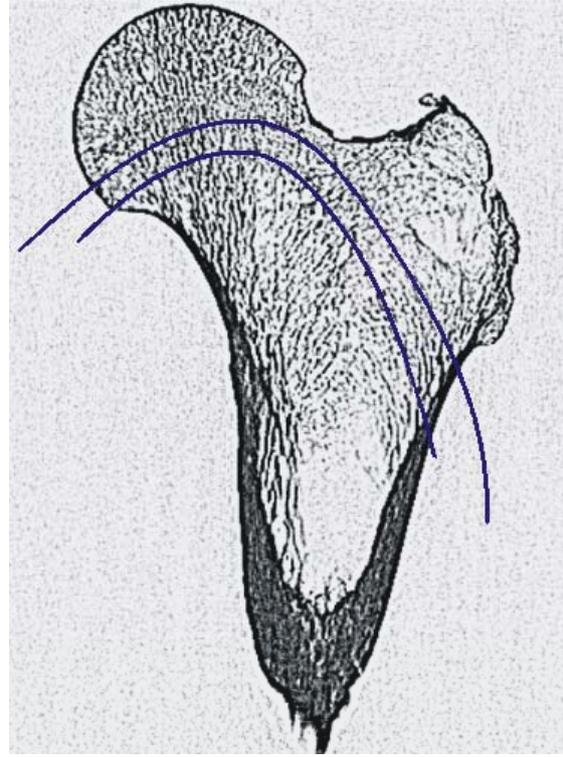


**Abb. VI-88:** Femur 10, CT-Schnitt 91, approx. Streckenfolgen (kran. und kaud. Sektionen).

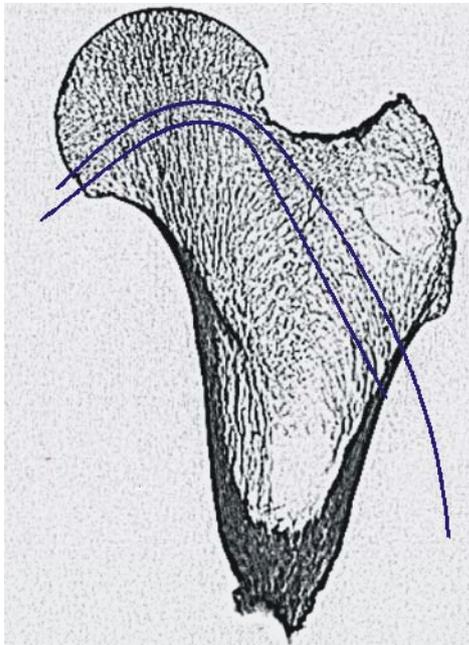
## 5. Ermittelte Splines



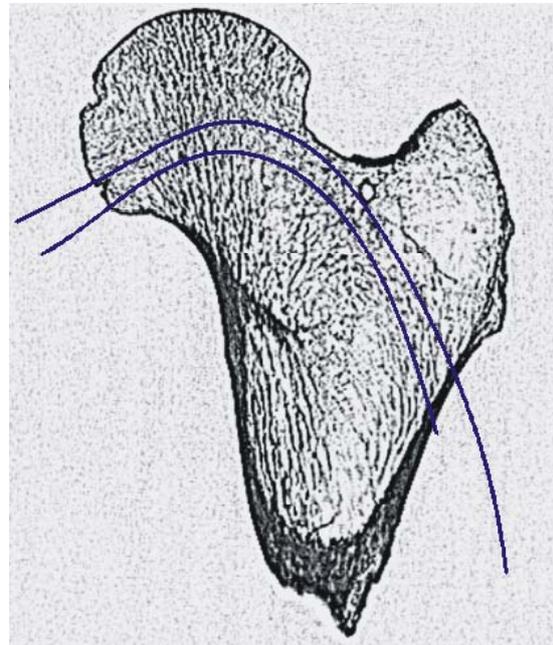
**Abb. VI-89:** Femur 1, CT-Schnitt 102, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



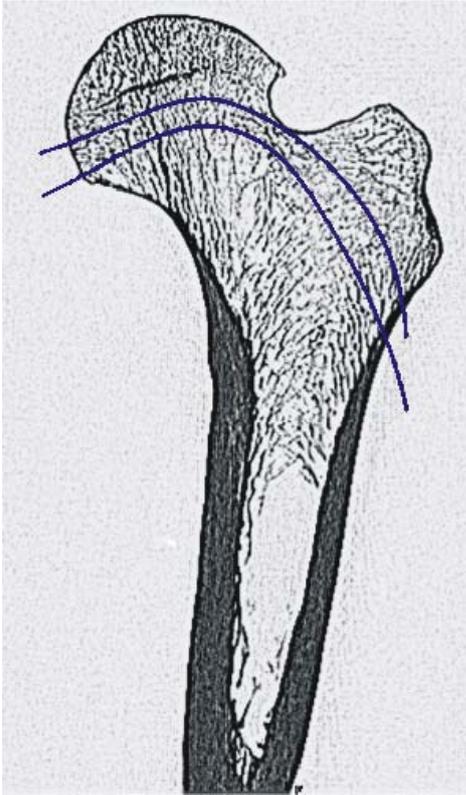
**Abb. VI-90:** Femur 1, CT-Schnitt 109, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



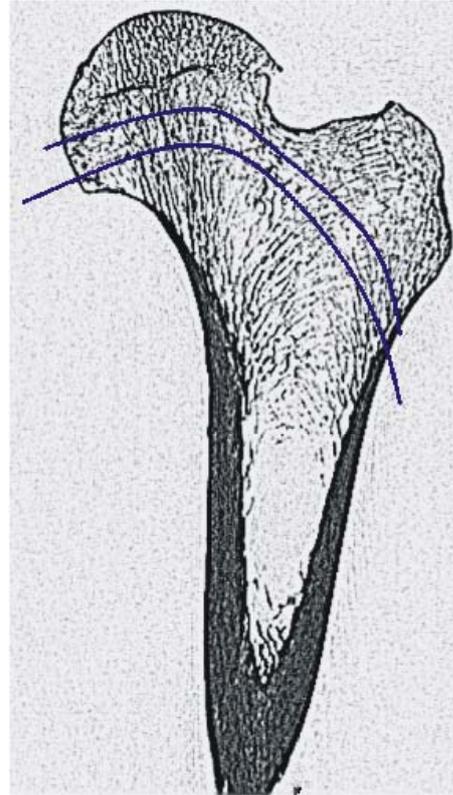
**Abb. VI-91:** Femur 1, CT-Schnitt 116, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



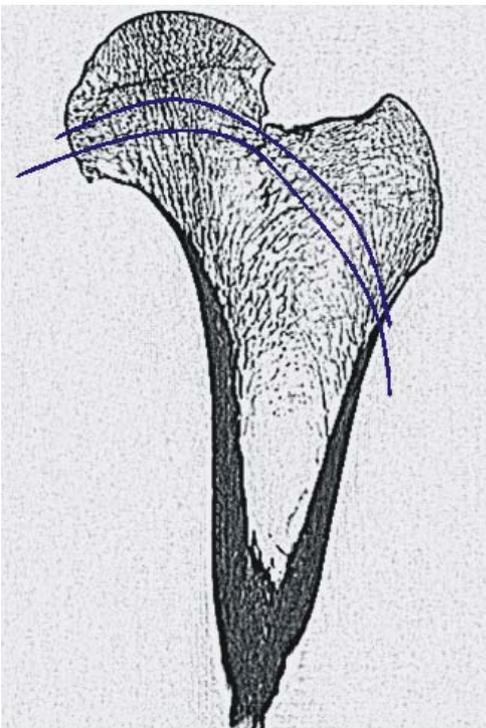
**Abb. VI-92:** Femur 1, CT-Schnitt 125, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



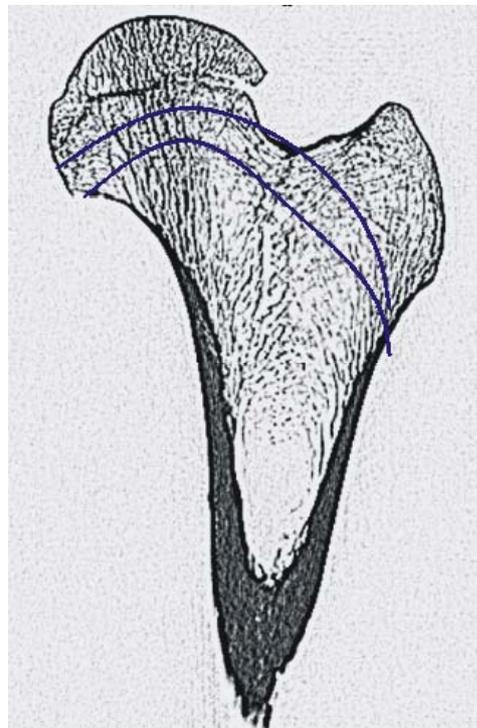
**Abb. VI-93:** Femur 2, CT-Schnitt 80, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



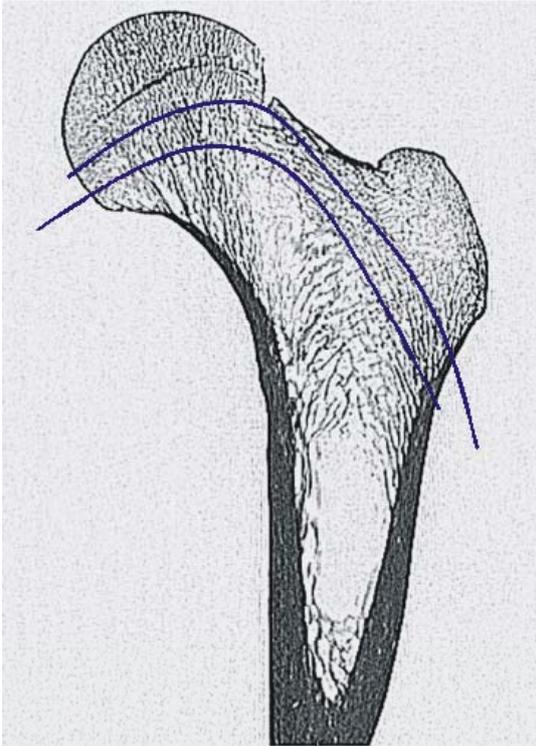
**Abb. VI-94:** Femur 2, CT-Schnitt 94, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



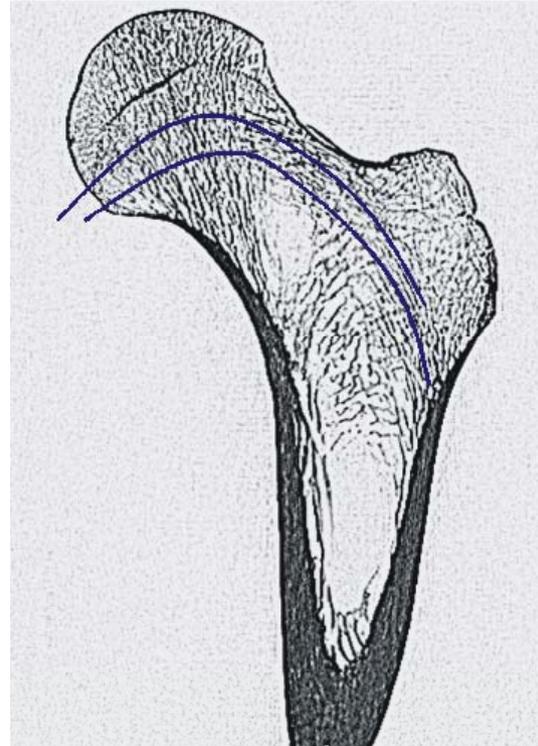
**Abb. VI-95:** Femur 2, CT-Schnitt 101, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



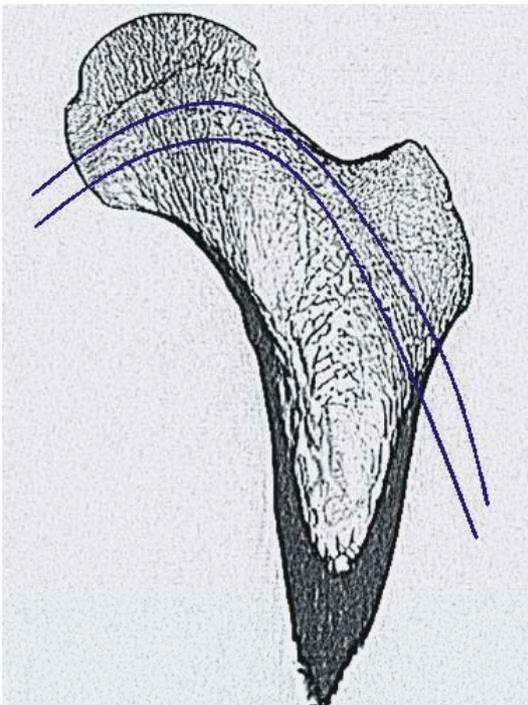
**Abb. VI-96:** Femur 2, CT-Schnitt 107, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



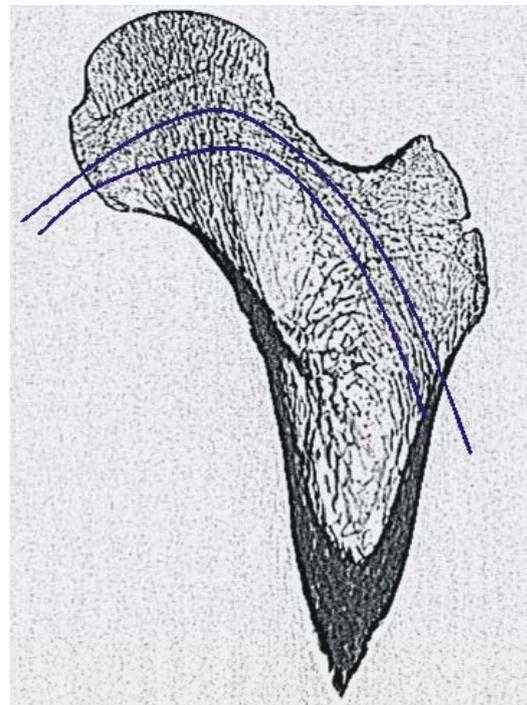
**Abb. VI-97:** Femur 3, CT-Schnitt 87, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



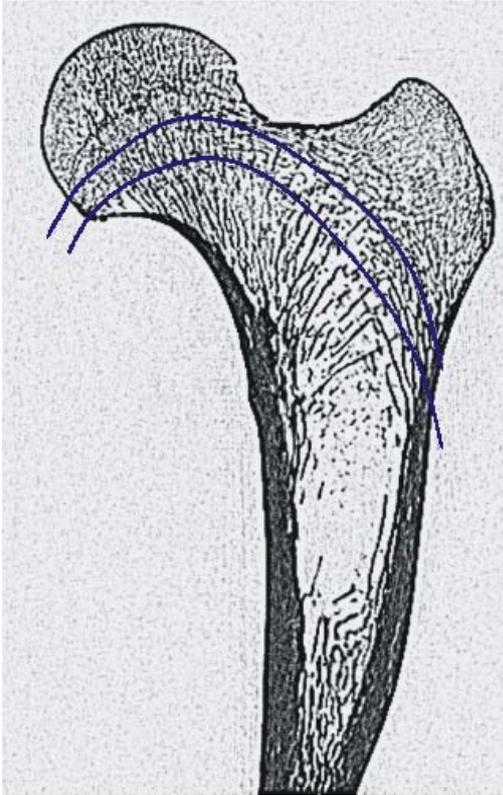
**Abb. VI-98:** Femur 3, CT-Schnitt 94, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



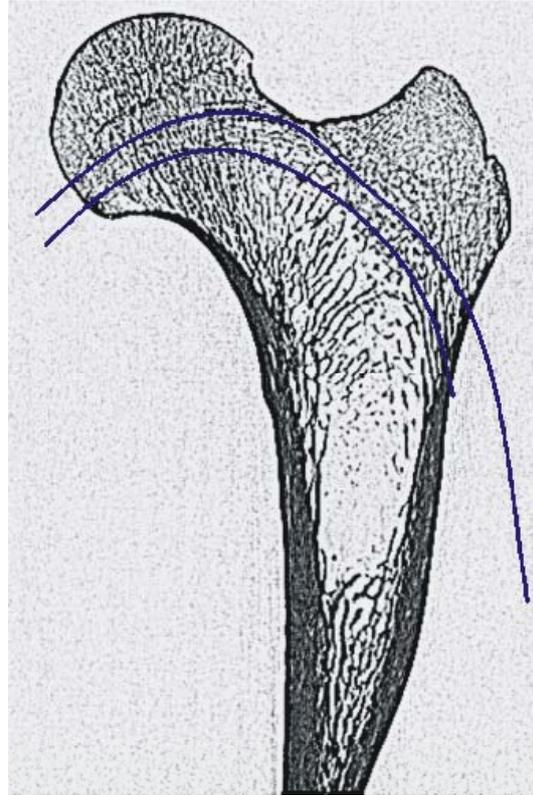
**Abb. VI-99:** Femur 3, CT-Schnitt 107, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



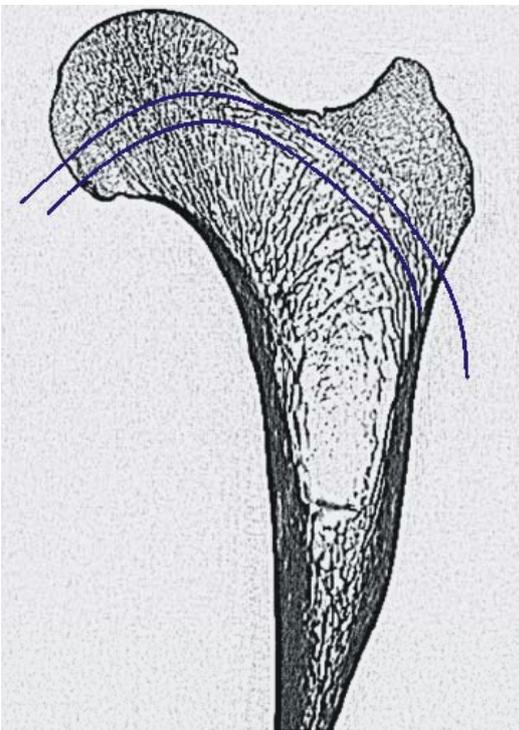
**Abb. VI-100:** Femur 3, CT-Schnitt 113, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



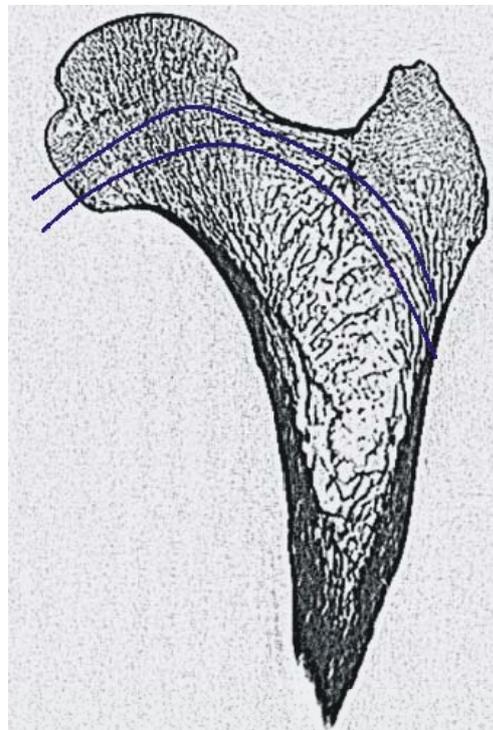
**Abb. VI-101:** Femur 4, CT-Schnitt 79, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



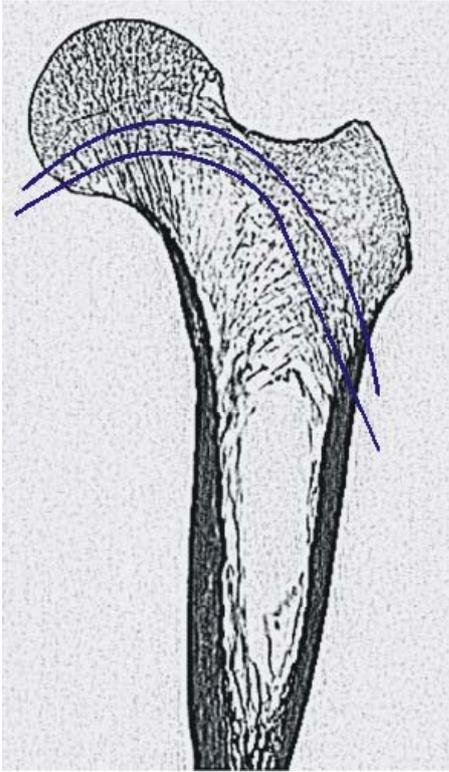
**Abb. VI-102:** Femur 4, CT-Schnitt 86, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



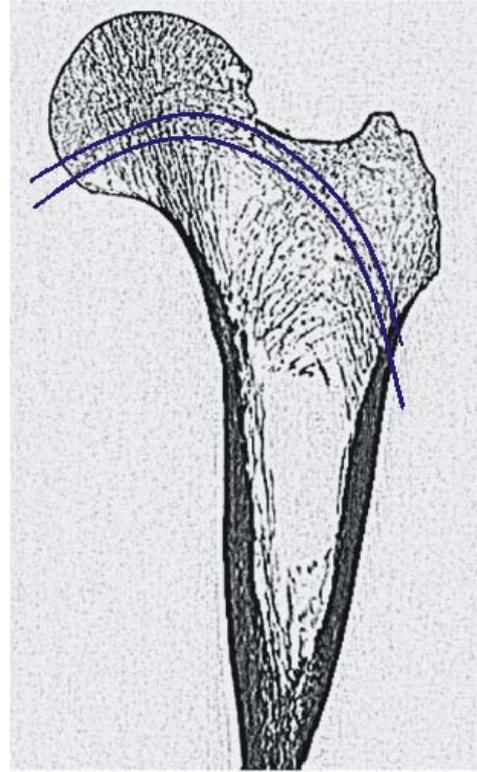
**Abb. VI-103:** Femur 4, CT-Schnitt 93, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



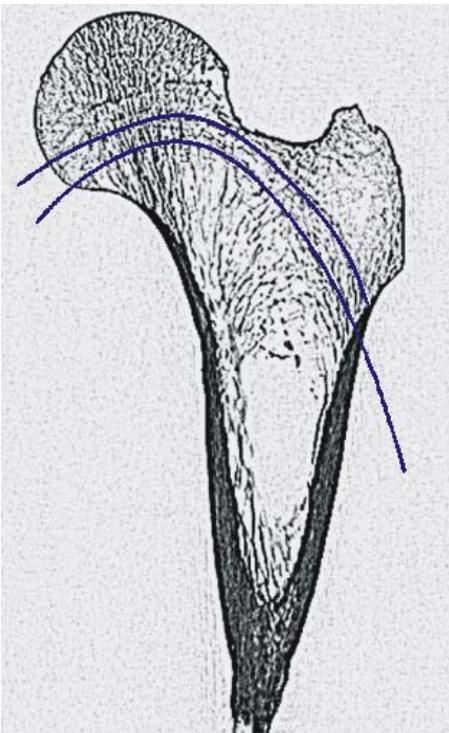
**Abb. VI-104:** Femur 4, CT-Schnitt 108, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



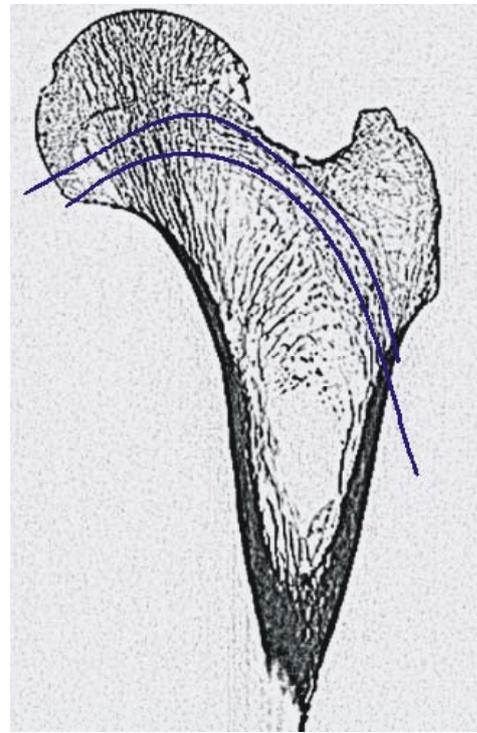
**Abb. VI-105:** Femur 5, CT-Schnitt 82, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



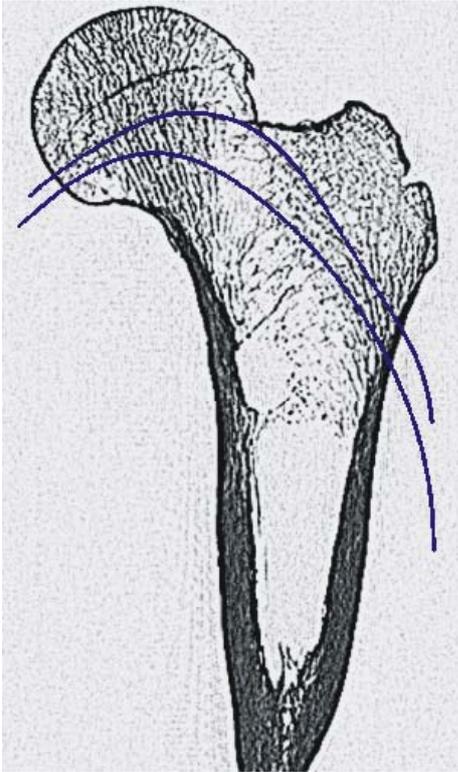
**Abb. VI-106:** Femur 5, CT-Schnitt 90, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



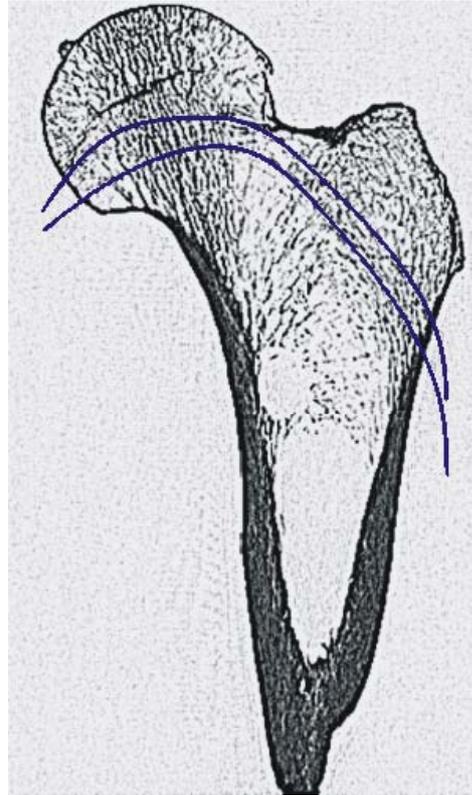
**Abb. VI-107:** Femur 5, CT-Schnitt 97, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



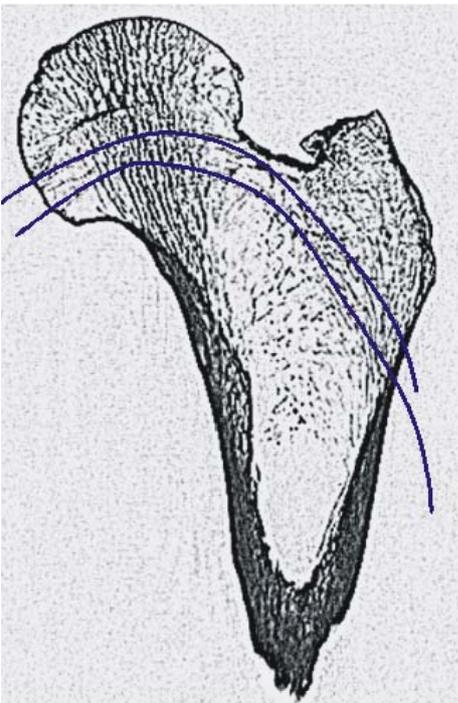
**Abb. VI-108:** Femur 5, CT-Schnitt 106, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



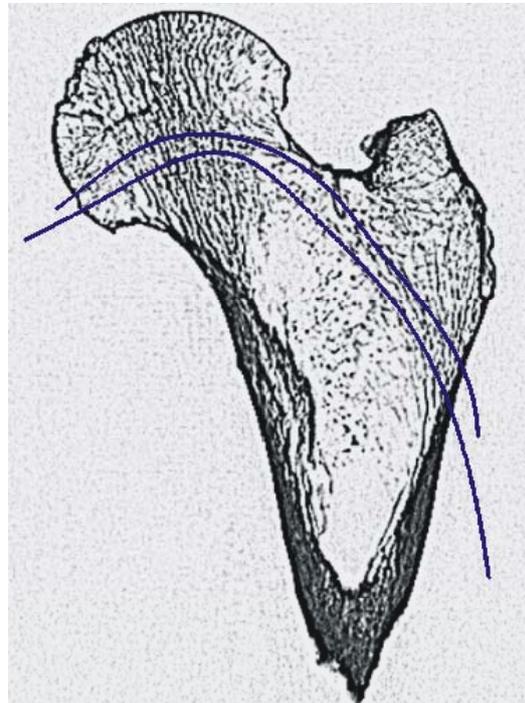
**Abb. VI-109:** Femur 6, CT-Schnitt 171, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



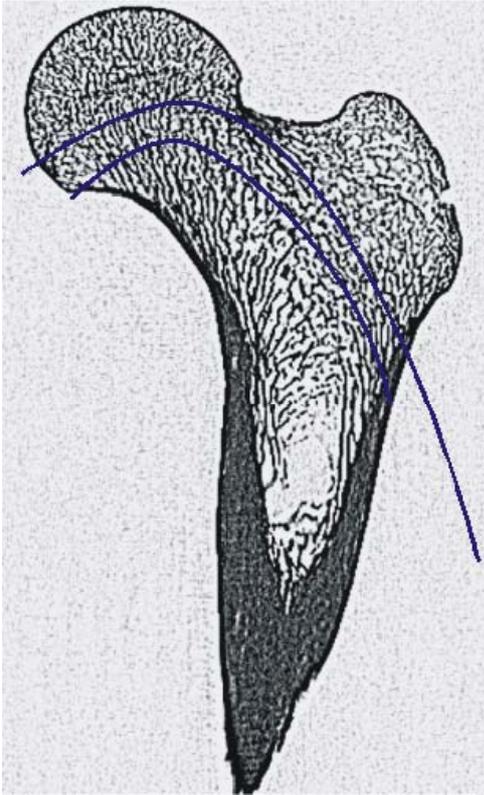
**Abb. VI-110:** Femur 6, CT-Schnitt 179, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



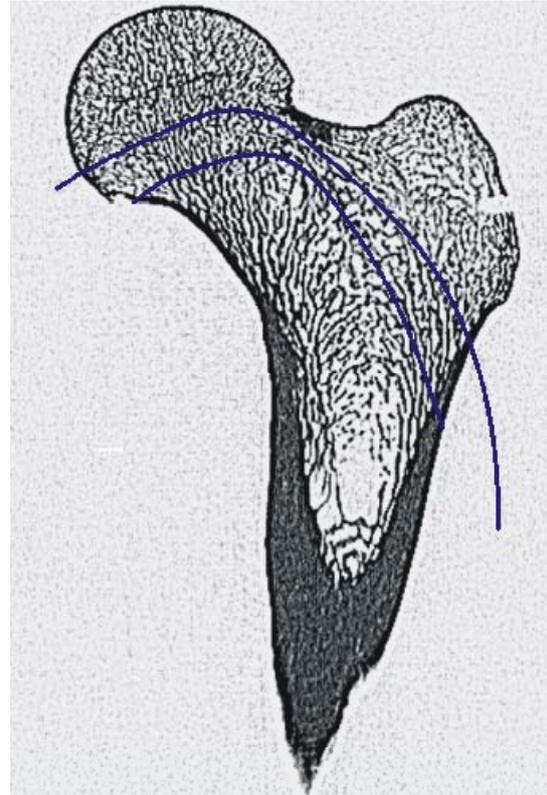
**Abb. VI-111:** Femur 6, CT-Schnitt 193, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



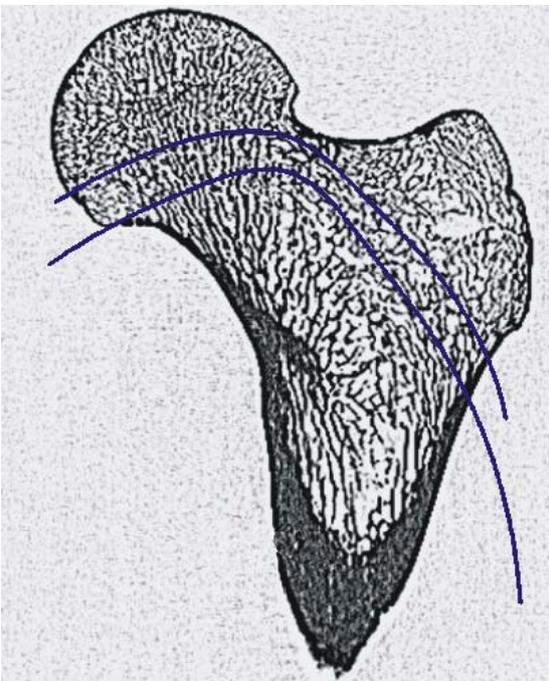
**Abb. VI-112:** Femur 6, CT-Schnitt 199, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



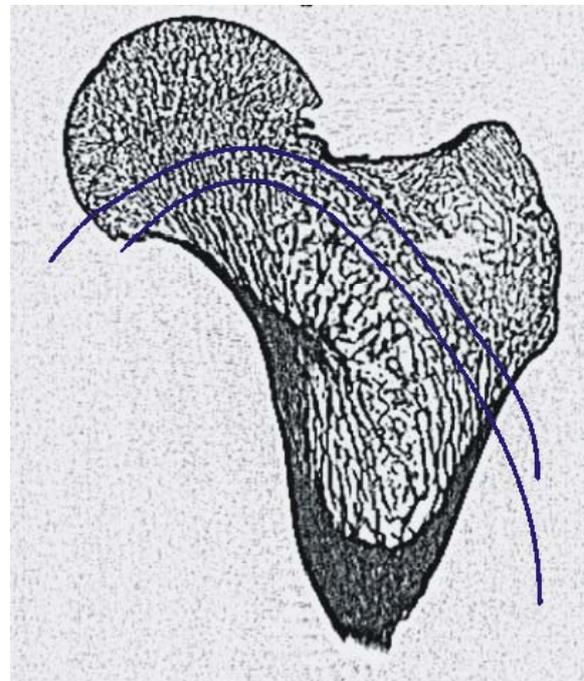
**Abb. VI-113:** Femur 7, CT-Schnitt 114, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



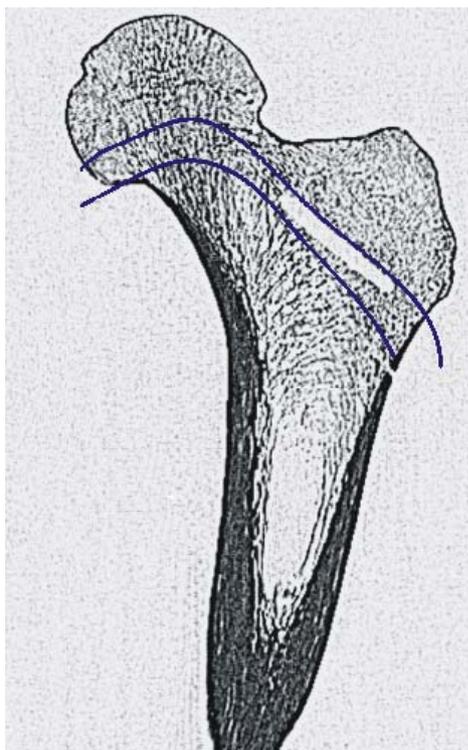
**Abb. VI-114:** Femur 7, CT-Schnitt 118, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



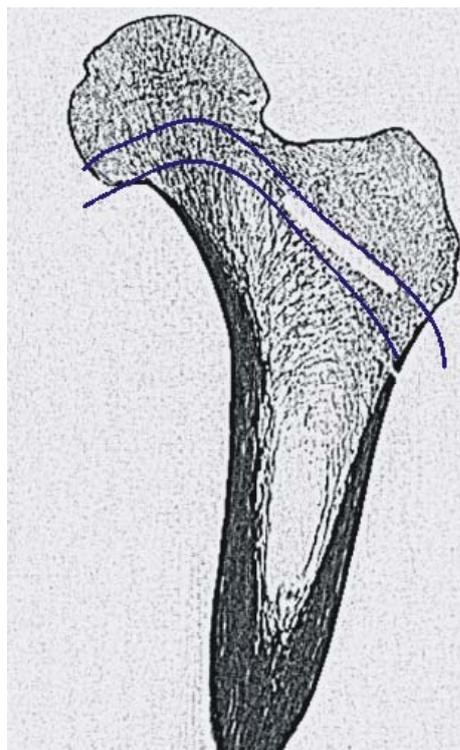
**Abb. VI-115:** Femur 7, CT-Schnitt 131, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



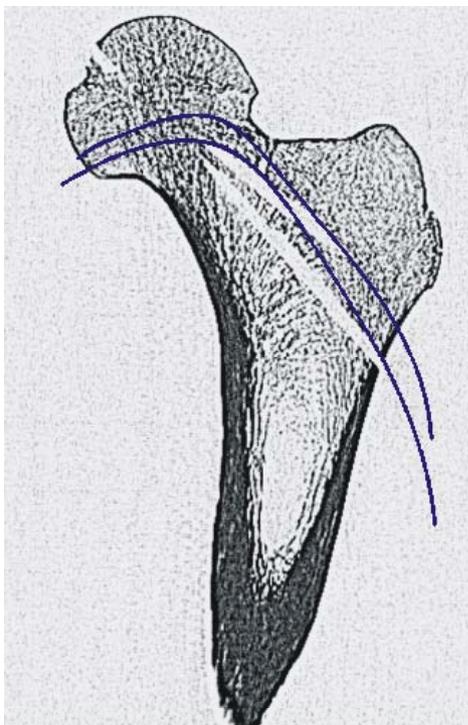
**Abb. VI-116:** Femur 7, CT-Schnitt 138, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



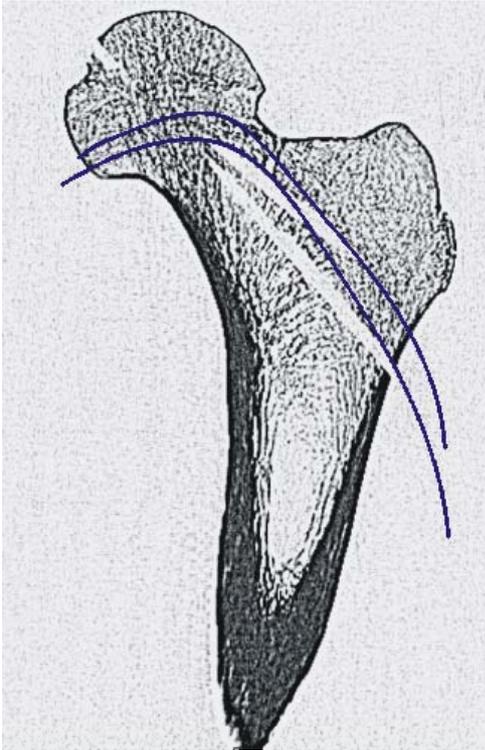
**Abb. VI-117:** Femur 8, CT-Schnitt 62, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



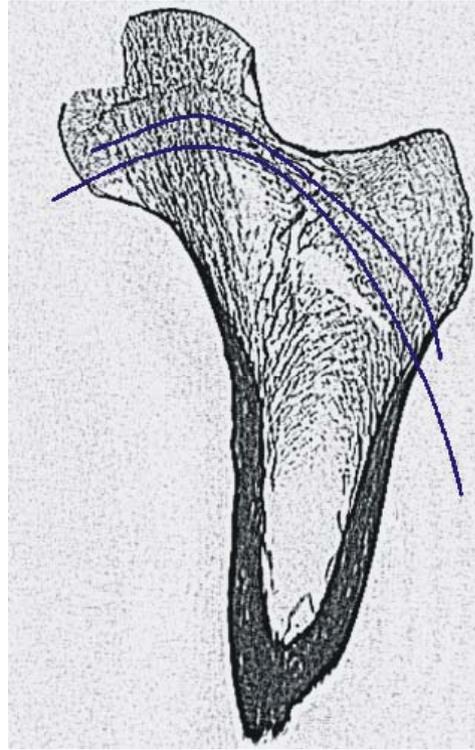
**Abb. VI-118:** Femur 8, CT-Schnitt 76, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



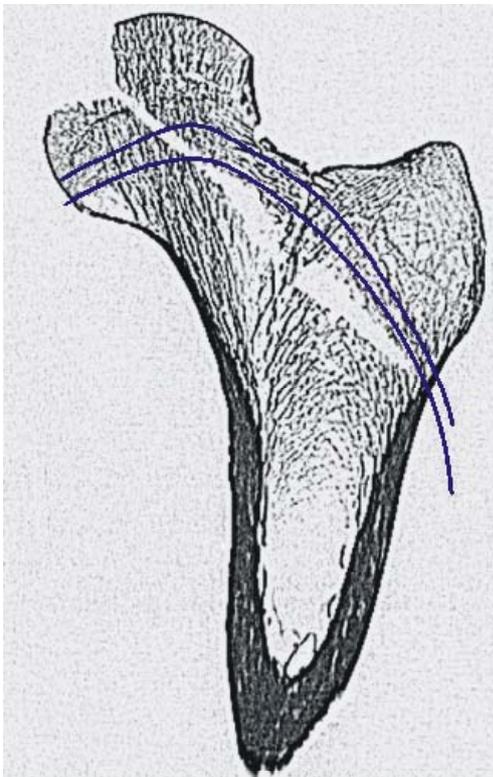
**Abb. VI-119:** Femur 8, CT-Schnitt 81, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



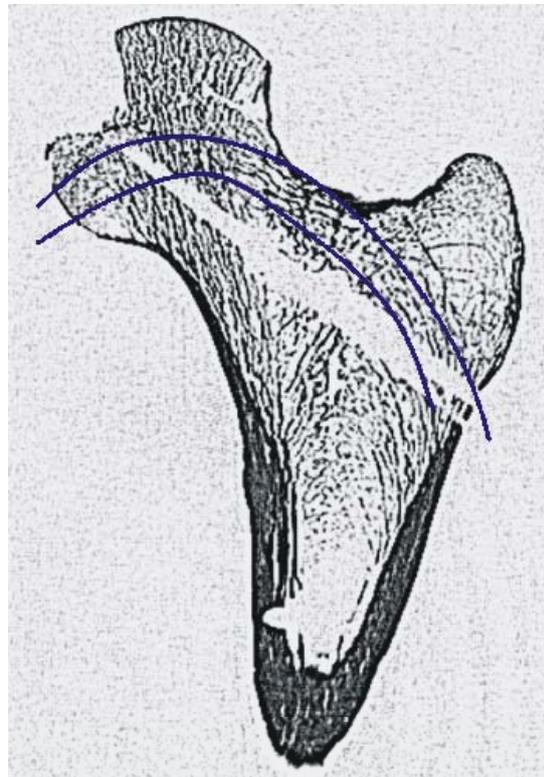
**Abb. VI-120:** Femur 9, CT-Schnitt 78, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



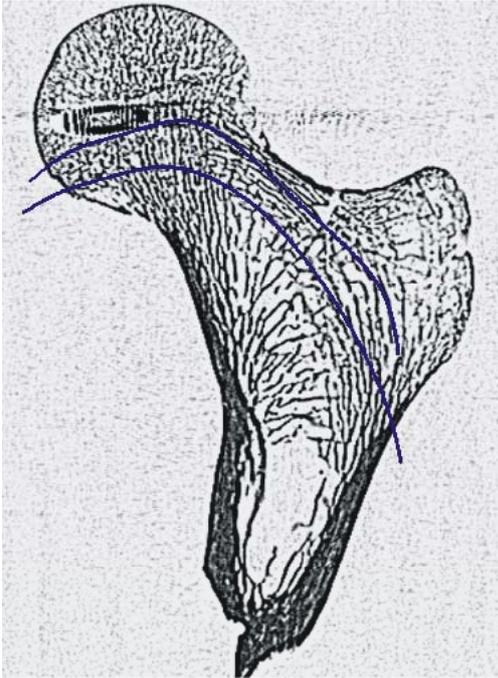
**Abb. VI-121:** Femur 9, CT-Schnitt 83, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



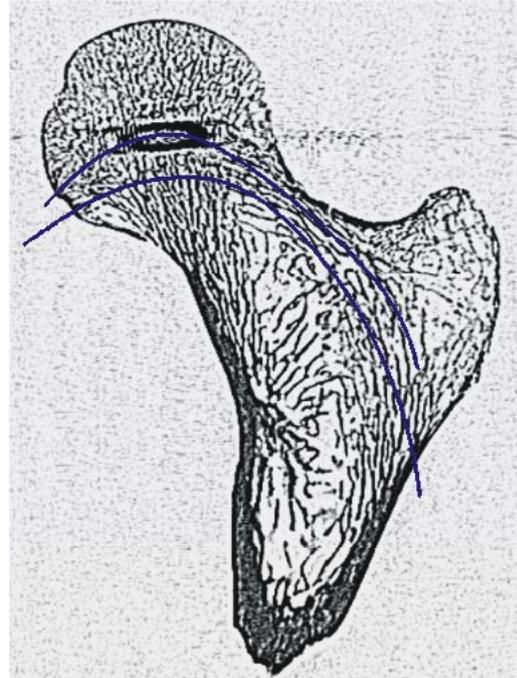
**Abb. VI-122:** Femur 9, CT-Schnitt 86, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



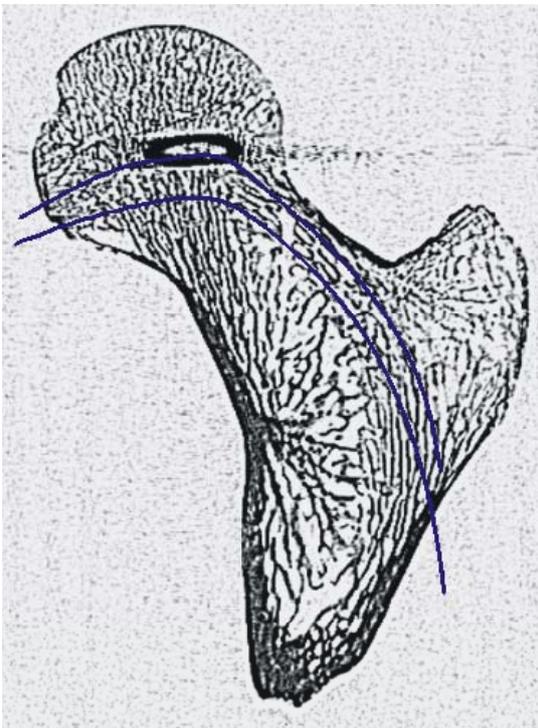
**Abb. VI-123:** Femur 9, CT-Schnitt 98, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



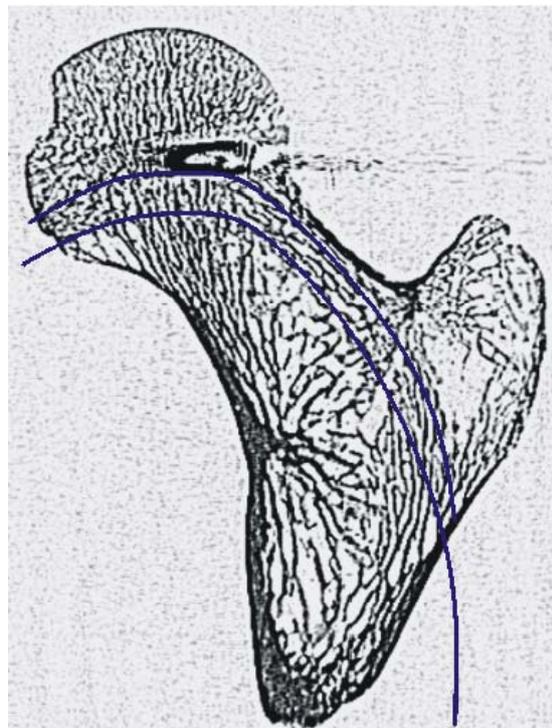
**Abb. VI-124:** Femur 10, CT-Schnitt 71, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.



**Abb. VI-125:** Femur 10, CT-Schnitt 81, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.

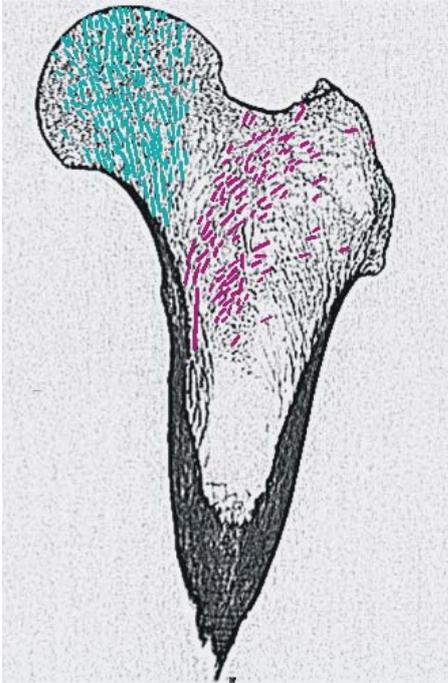


**Abb. VI-126:** Femur 10, CT-Schnitt 87, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.

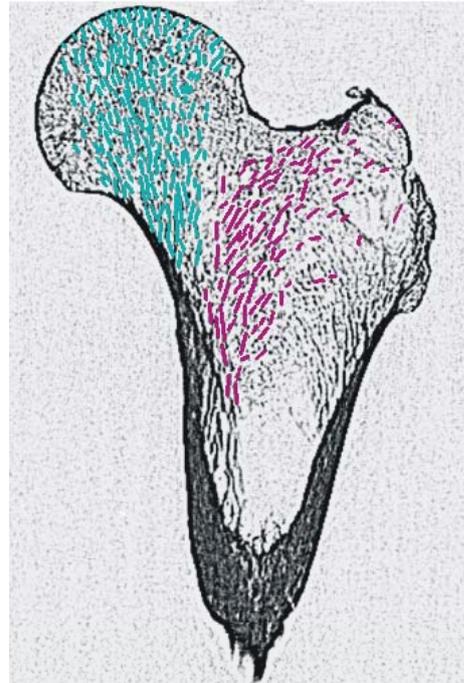


**Abb. VI-127:** Femur 10, CT-Schnitt 91, Spline-Interpolationen des bogenförmigen Bündels.

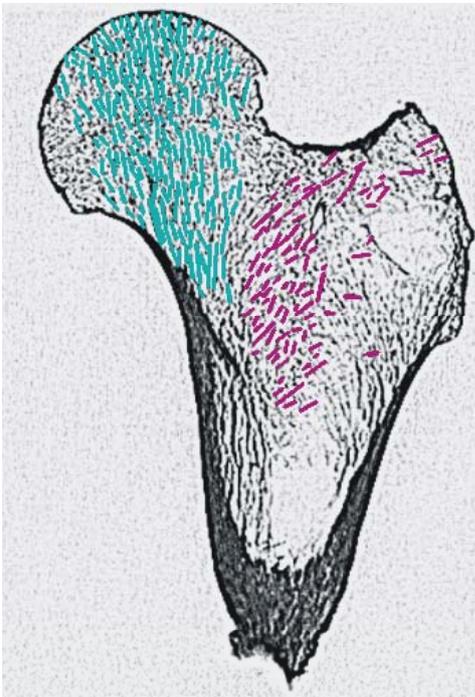
## 6. Bälkchen des medialen und trochantären Bündels



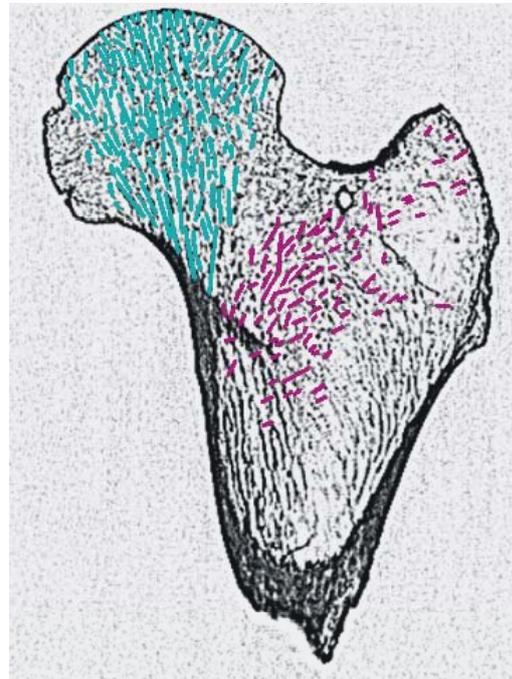
**Abb. VI-128:** Femur 1, CT-Schnitt 102, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



**Abb. VI-129:** Femur 1, CT-Schnitt 109, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



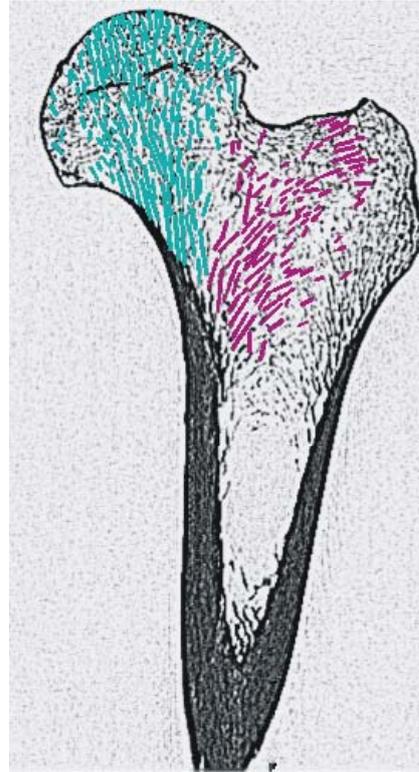
**Abb. VI-130:** Femur 1, CT-Schnitt 116, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



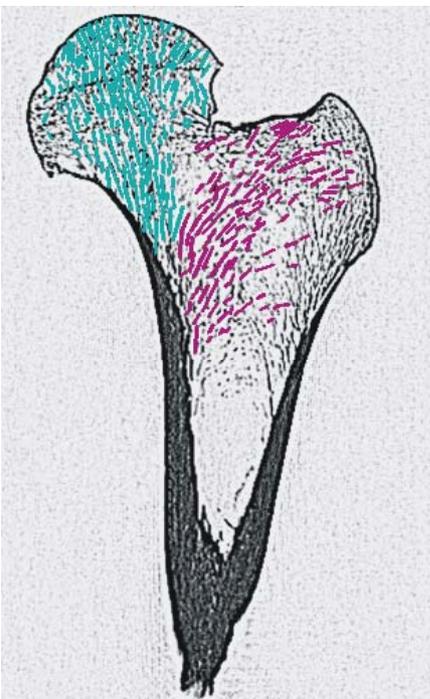
**Abb. VI-131:** Femur 1, CT-Schnitt 126, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



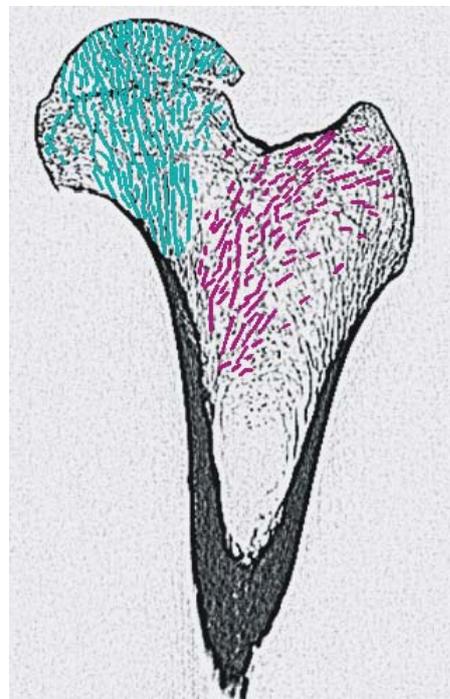
**Abb. VI-132:** Femur 2, CT-Schnitt 80, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



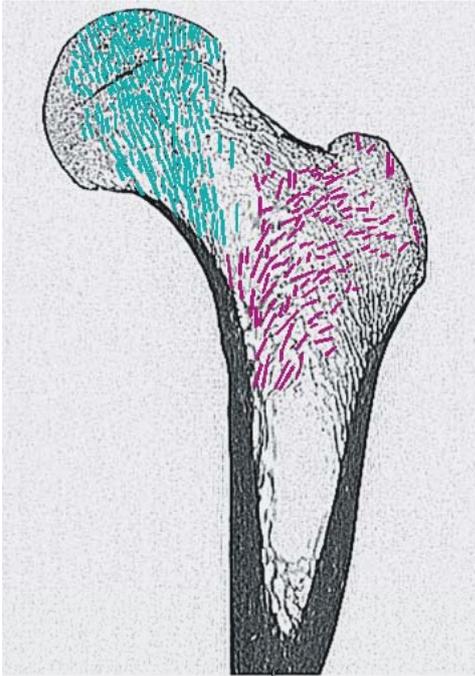
**Abb. VI-133:** Femur 2, CT-Schnitt 94, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



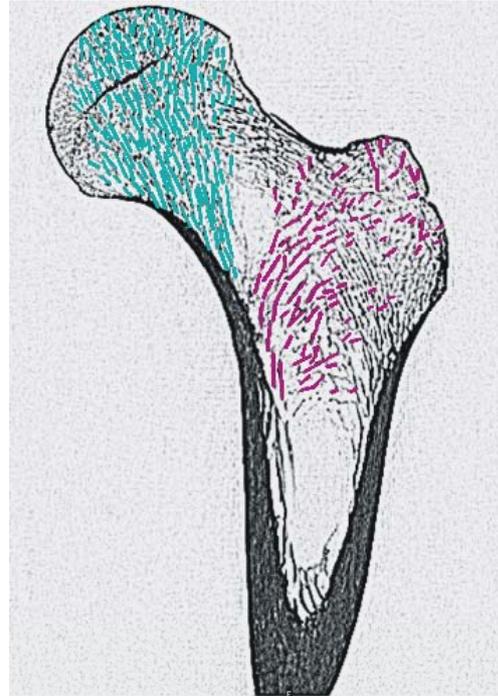
**Abb. VI-134:** Femur 2, CT-Schnitt 101, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



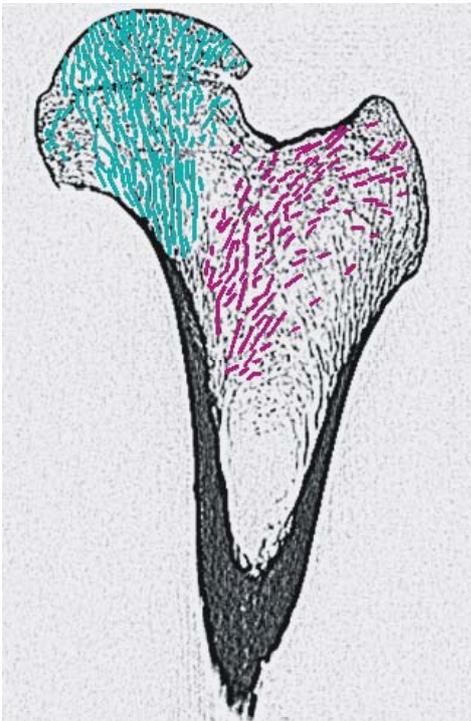
**Abb. VI-135:** Femur 2, CT-Schnitt 107, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



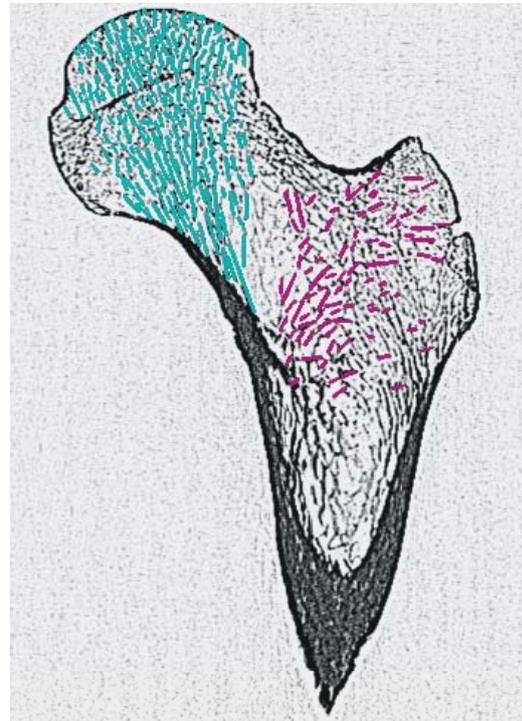
**Abb. VI-136:** Femur 3, CT-Schnitt 87, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



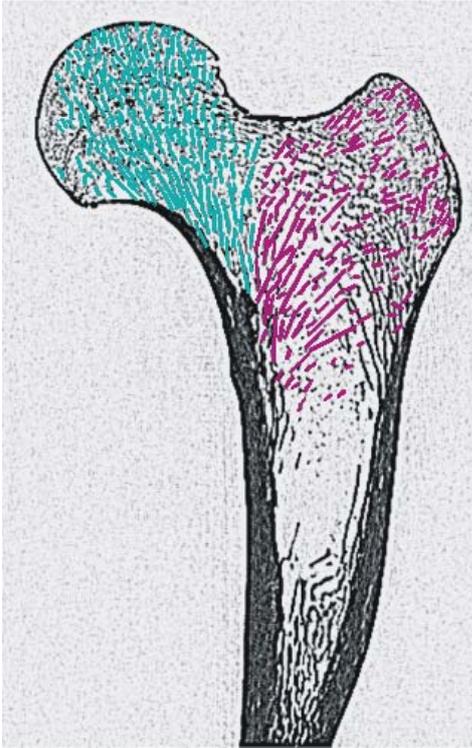
**Abb. VI-137:** Femur 3, CT-Schnitt 94, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



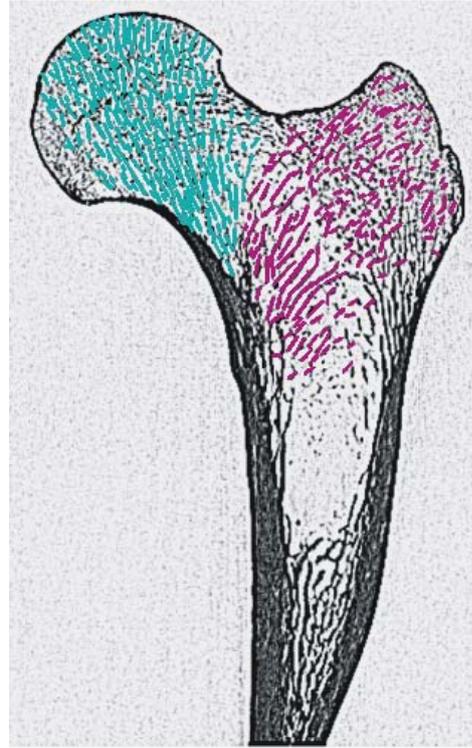
**Abb. VI-138:** Femur 3, CT-Schnitt 107, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



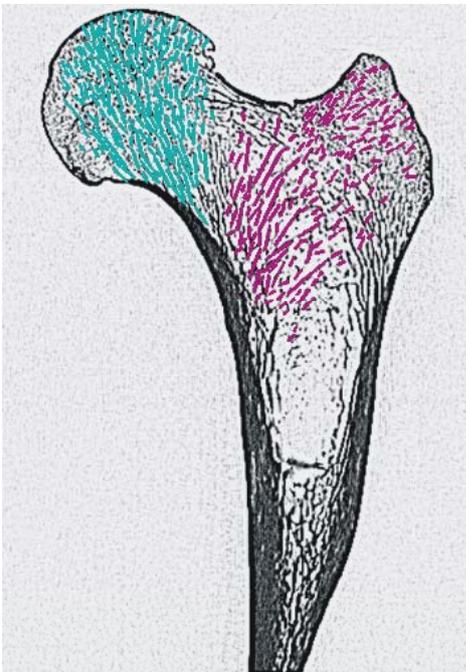
**Abb. VI-139:** Femur 3, CT-Schnitt 113, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



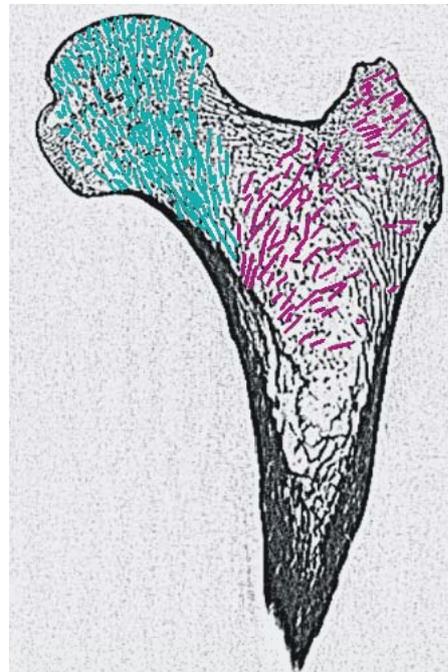
**Abb. VI-140:** Femur 4, CT-Schnitt 79, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



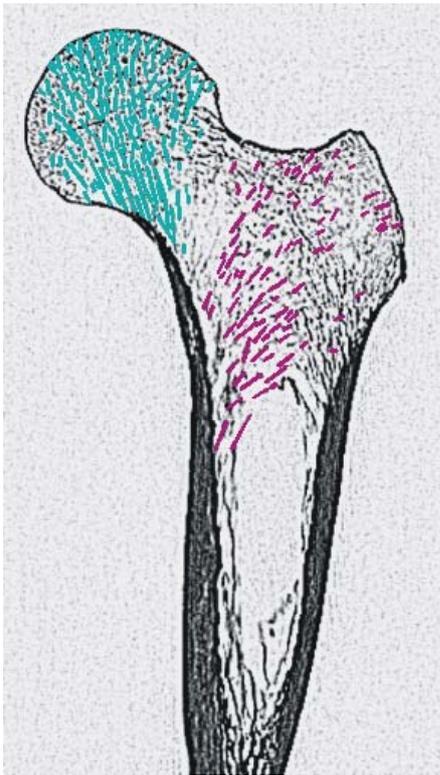
**Abb. VI-141:** Femur 4, CT-Schnitt 86, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



**Abb. VI-142:** Femur 4, CT-Schnitt 93, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



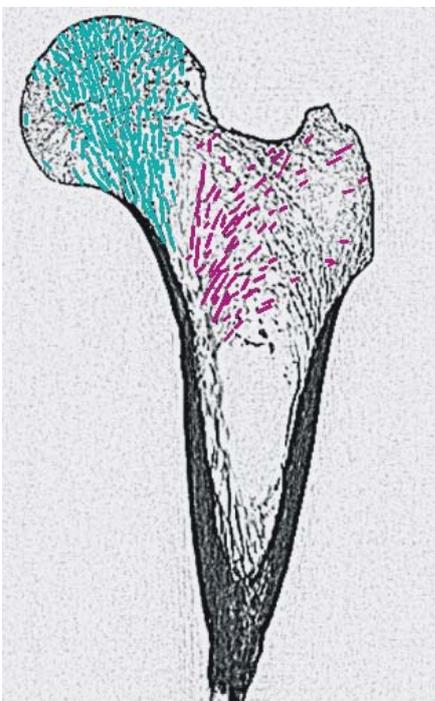
**Abb. VI-143:** Femur 4, CT-Schnitt 108, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



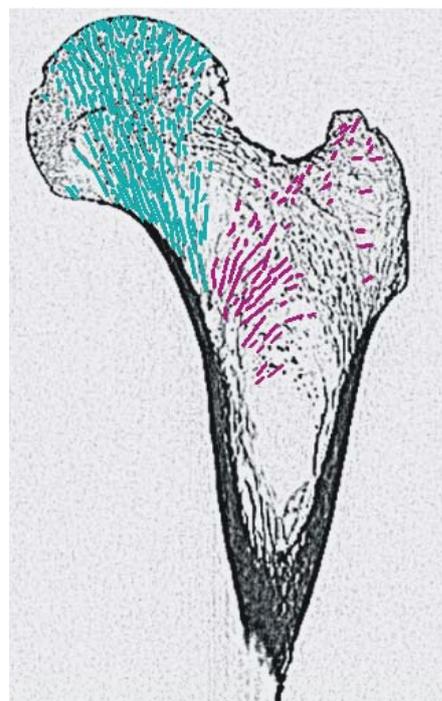
**Abb. VI-144:** Femur 5, CT-Schnitt 82, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



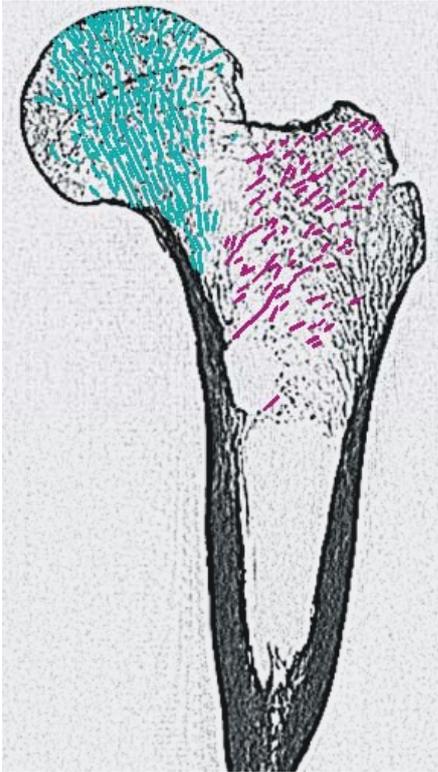
**Abb. VI-145:** Femur 5, CT-Schnitt 90, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



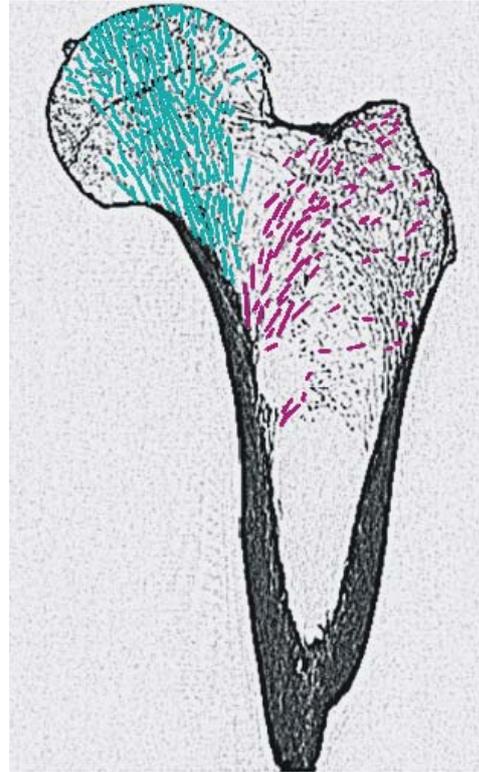
**Abb. VI-146:** Femur 5, CT-Schnitt 97, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



**Abb. VI-147:** Femur 5, CT-Schnitt 106, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



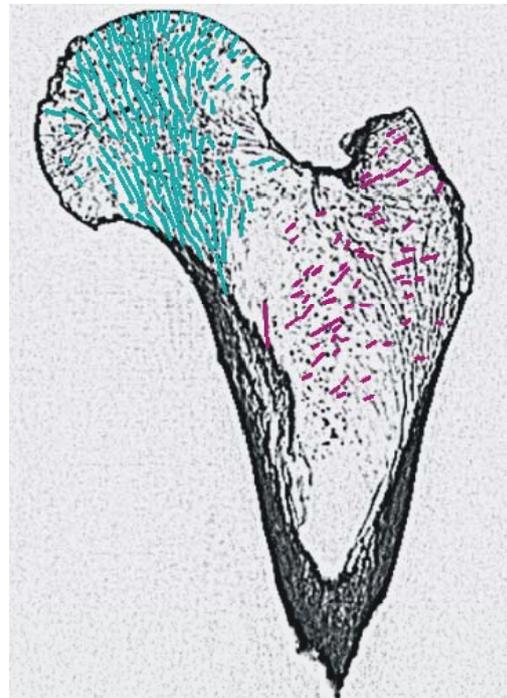
**Abb. VI-148:** Femur 6, CT-Schnitt 171, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



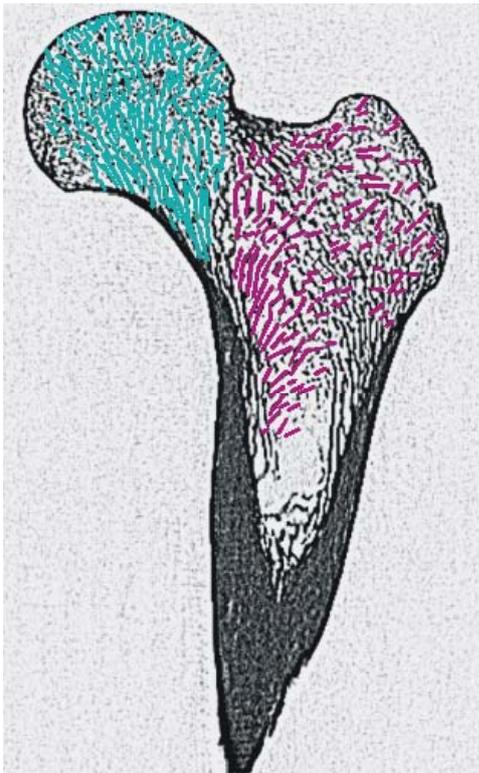
**Abb. VI-149:** Femur 6, CT-Schnitt 179, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



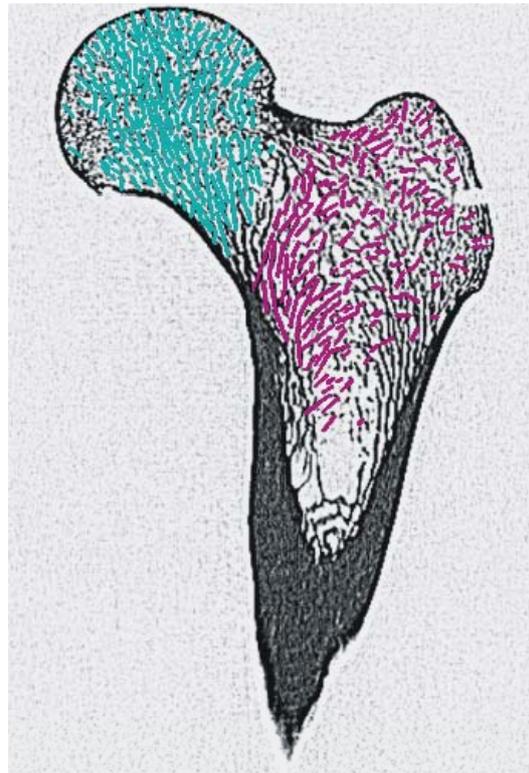
**Abb. VI-150:** Femur 6, CT-Schnitt 193, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



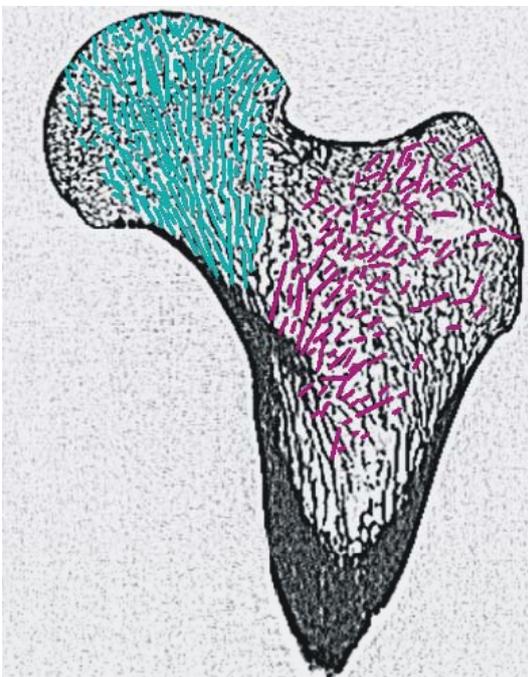
**Abb. VI-151:** Femur 6, CT-Schnitt 199, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



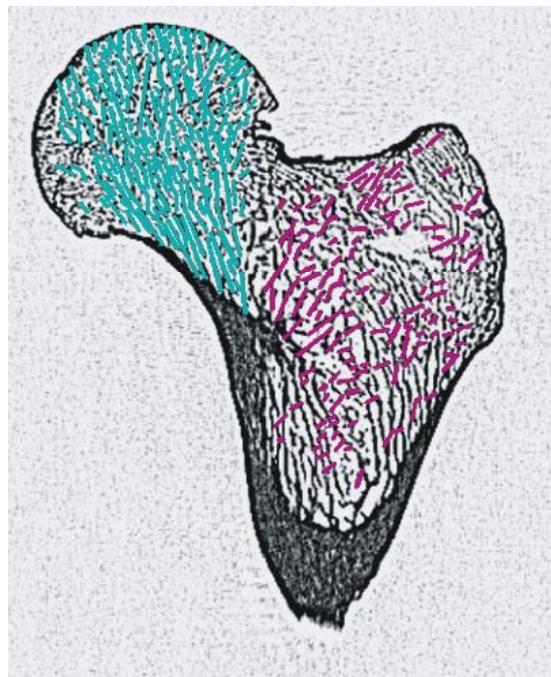
**Abb. VI-152:** Femur 7, CT-Schnitt 114, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



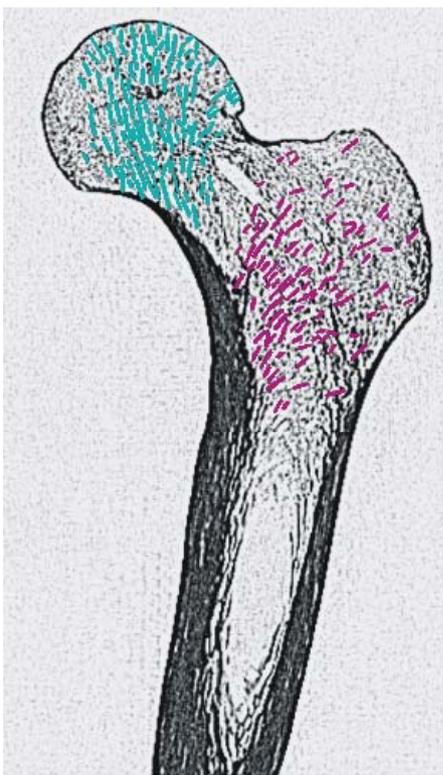
**Abb. VI-153:** Femur 7, CT-Schnitt 118, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



**Abb. VI-154:** Femur 7, CT-Schnitt 131, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



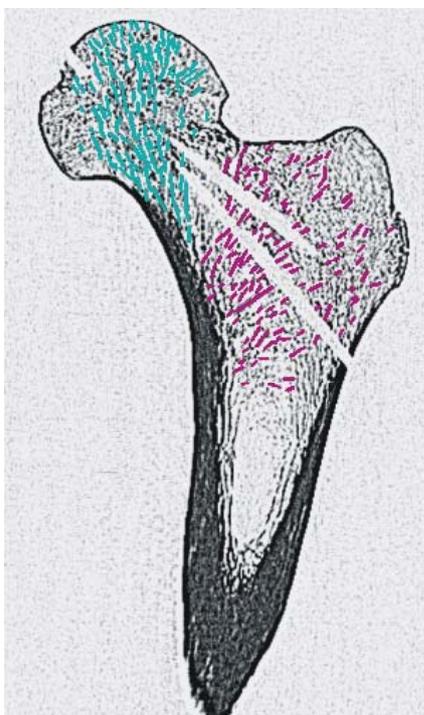
**Abb. VI-155:** Femur 7, CT-Schnitt 138, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



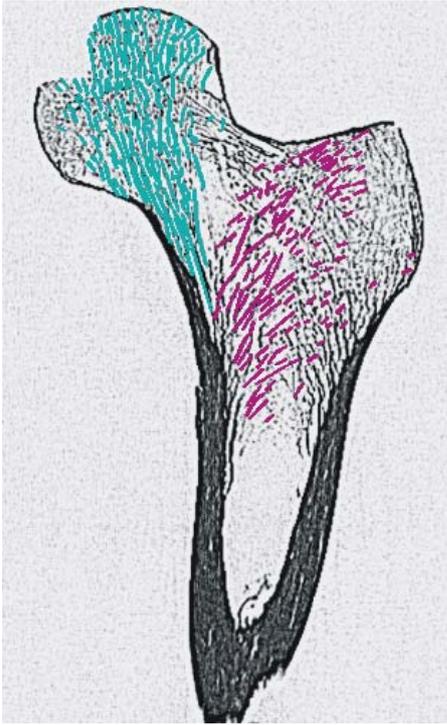
**Abb. VI-156:** Femur 8, CT-Schnitt 62, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



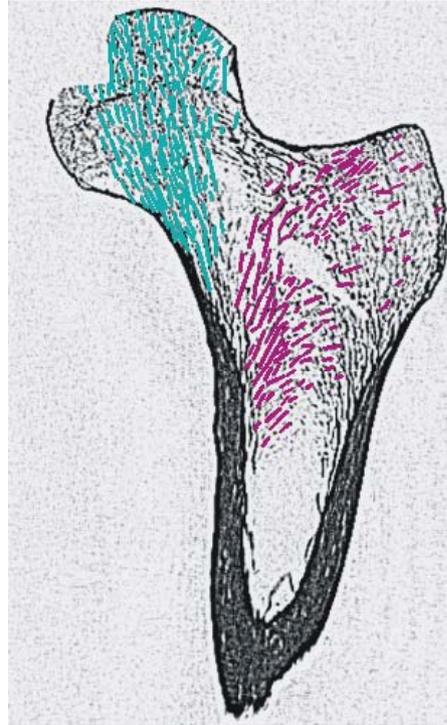
**Abb. VI-157:** Femur 8, CT-Schnitt 76, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



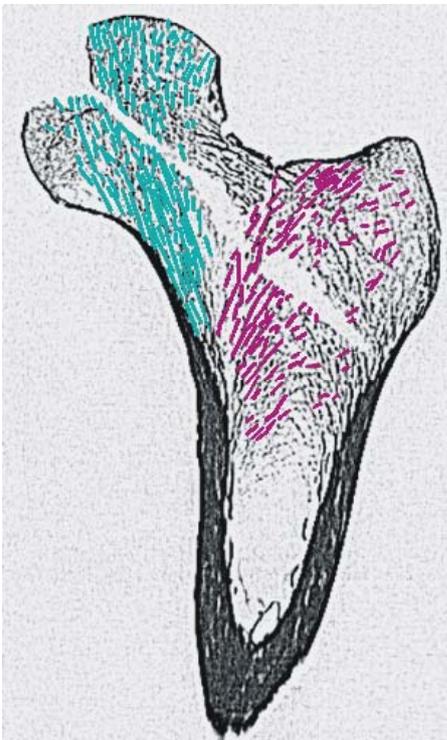
**Abb. VI-158:** Femur 8, CT-Schnitt 81, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



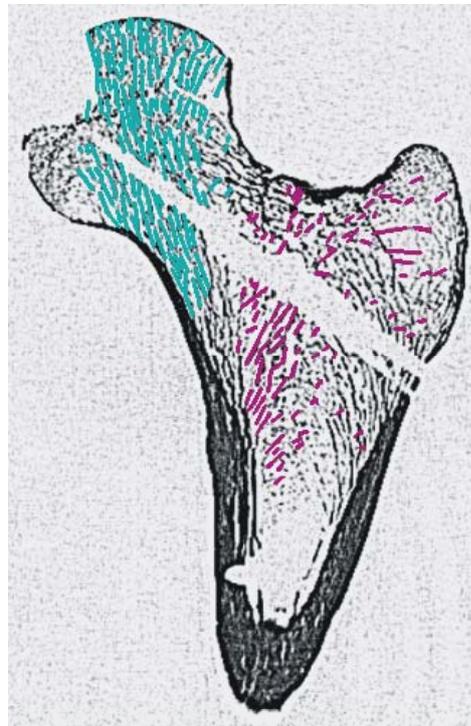
**Abb. VI-159:** Femur 9, CT-Schnitt 78, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



**Abb. VI-160:** Femur 9, CT-Schnitt 83, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



**Abb. VI-161:** Femur 9, CT-Schnitt 86, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



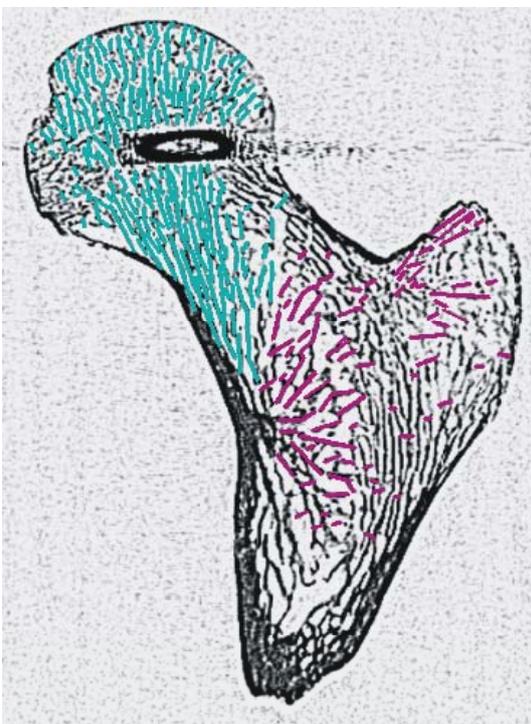
**Abb. VI-162:** Femur 9, CT-Schnitt 98, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



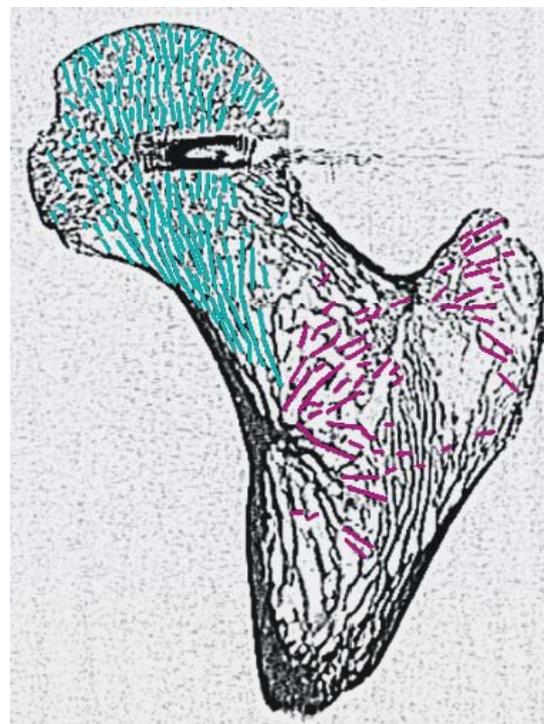
**Abb. VI-163:** Femur 10, CT-Schnitt 71, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



**Abb. VI-164:** Femur 10, CT-Schnitt 81, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



**Abb. VI-165:** Femur 10, CT-Schnitt 87, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.



**Abb. VI-166:** Femur 10, CT-Schnitt 91, Identifikation der Bälkchen des medialen und trochantären Bündels.

## VII Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, anhand von histomorphologischen Untersuchungen der trabekulären Innenstruktur des proximalen Femurs Aussagen über Kräfteverhältnisse zu machen, die auf diese Knochenstruktur einwirken. Somit sollte überprüft werden, ob das klassische Modell der Biomechanik des Hüftgelenks nach Pauwels oder das Modell nach Heimkes, welches sich insbesondere durch die Beschreibung der Kräfte am Trochanter major von der Pauwels-Hypothese unterscheidet, die biomechanische Situation am proximalen Femur adäquat abbildet.

Insgesamt 49 Computertomographie-Aufnahmen von zehn Femur-Präparaten wurden mittels eines eigens für diese Arbeit entwickelten Analyseverfahrens untersucht. Dieses Verfahren bietet die Möglichkeit, durch Messung der Lage und Position der einzelnen Knochen trabekel den genauen Verlauf des durch diese Einzeltrabekel gebildeten Trabekel-Bündels zu ermitteln. Alle drei Haupttrabekelbündel des proximalen Femurs wurden mit dieser Methode neu vermessen, erstmals wurde auch die Position des vom Trochanter major nach medial einstrahlenden Bündels bestimmt. Somit konnte unter Berücksichtigung der in der Literatur vielfach akzeptierten Hypothese, dass sich die Knochen trabekel entsprechend den auf den Knochen einwirkenden Hauptbelastungen ausrichten, auf die Kräftesituation am proximalen Femur geschlossen werden.

Die Untersuchungen ergaben, dass sowohl das „mediale“, i.e. das im Hüftkopf in latero-kaudaler Richtung verlaufende, als auch das trochantäre, i.e. im Trochanter major nach medio-kaudal orientierte Trabekelbündel annähernd senkrecht auf das „bogenförmige“ Trabekelbündel treffen, welches vom Hüftkopf beginnend bogenförmig in die laterale Kortikalis unterhalb des Trochanter major einstrahlt. Die gemessenen Winkel zwischen dem medialen und bogenförmigen System lagen zwischen  $84,58^\circ$  und  $93,01^\circ$  (Mittelwert  $90,04^\circ$ , Variationskoeffizienten von 14,62% bis 22,70%); zwischen dem trochantären und dem bogenförmigen System ergaben sich Winkel im Bereich von  $80,91^\circ$  bis  $86,49^\circ$  (Mittelwert  $84,47^\circ$ , Variationskoeffizienten von 16,82% bis 24,21%). Des Weiteren konnte ermittelt

werden, dass das mediale Trabekelsystem annähernd rechtwinklig zur Epiphysenfuge des Hüftkopfes orientiert ist (Mittelwert  $94,71^\circ$ , Variationskoeffizient 17,14%).

Die Interpretation dieser Befunde lässt hinsichtlich der betrachteten Hüftmodelle darauf schließen, dass beide Modelle die Kräftesituation am Hüftkopf korrekt beschreiben, jedoch das Modell nach Heimkes die Kräfteverhältnisse am Trochanter major präziser abbildet, da der Trochanter major nicht, wie Pauwels fordert, in erster Linie durch die Muskelkraft der Abduktoren unter *Zug*belastung steht, sondern ebenso wie der Hüftkopf im Einbeinstand *druck*belastet wird.

## VIII Literaturverzeichnis

1. **Aamodt A, Lund-Larsen J, Eine J, Andersen E, Benum P, and Husby OS.** In vivo measurements show tensile axial strain in the proximal lateral aspect of the human femur. *J Orthop Res* 15: 927-931, 1997.
2. **Afoke NY, Byers PD, and Hutton WC.** The incongruous hip joint. A casting study. *J Bone Joint Surg Br* 62-B: 511-514, 1980.
3. **Aspden RM, Rudman KE, and Meakin JR.** A mechanism for balancing the human body on the hips. *Journal of Biomechanics* 39: 1757-1759, 2006.
4. **Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, and Duda GN.** Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech* 34: 859-871, 2001.
5. **Bergmann G, Graichen F, and Rohlmann A.** Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* 26: 969-990, 1993.
6. **Biewener AA, Fazzalari NL, Konieczynski DD, and Baudinette RV.** Adaptive changes in trabecular architecture in relation to functional strain patterns and disuse. *Bone* 19: 1-8, 1996.
7. **Birnbaum K, Siebert CH, Pandorf T, Schopphoff E, Prescher A, and Niethard FU.** Anatomical and biomechanical investigations of the iliotibial tract. *Surg Radiol Anat* 26: 433-446, 2004.
8. **Birnbaum K, Sindelar R, Gartner JR, and Wirtz DC.** Material properties of trabecular bone structures. *Surg Radiol Anat* 23: 399-407, 2001.
9. **Bourguery JM.** Traité complet de l'anatomie de l'homme. *J Osteologic* 1832.
10. **Brand RA, Pedersen DR, Davy DT, Kotzar GM, Heiple KG, and Goldberg VM.** Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. *J Arthroplasty* 9: 45-51, 1994.
11. **Brewster SF.** The development of the ligament of the head of the femur. *Clin Anatomy* 245-255, 1991.
12. **Brismar TB, Karlsson M, Li TQ, and Ringertz H.** Orientation of trabecular bone in human vertebrae assessed by MRI. *Eur Radiol* 9: 643-647, 1999.
13. **Carter DR.** Mechanical loading histories and cortical bone remodeling. *Calcified Tissue International* 36 Suppl 1: S19-24, 1984.
14. **Carter DR, Fyhrie DP, and Whalen RT.** Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *Journal of Biomechanics* 20: 785-794, 1987.

15. **Carter DR, Orr TE, and Fyhrie DP.** Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture. *J Biomech* 22: 231-244, 1989.
16. **Cherraf-Schweyer C, Maurice G, Taghite M, and Taous K.** An experimental and theoretical approach of elasticity and viscoelasticity of compact and spongy bone with periodic homogenization. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 10: 195-207, 2007.
17. **Christensen M, Christiansen C, Naestoft J, McNair P, and Transbol I.** Normalization of bone mineral content to height, weight, and lean body mass: implications for clinical use. *Calcif Tissue Int* 33: 5-8, 1981.
18. **Cody DD, McCubbrey DA, Divine GW, Gross GJ, and Goldstein SA.** Predictive value of proximal femoral bone densitometry in determining local orthogonal material properties. *J Biomech* 29: 753-761, 1996.
19. **Cowin SC.** The False Premise of Wolff's Law. *Forma* 12: 247-262, 1997.
20. **Cowin SC, and Hegedus DH.** Bone remodeling I: theory of adaptive elasticity. *J Elasticity* 6: 313-326, 1976.
21. **Cowin SC, and Nachlinger RR.** Bone remodeling III: uniqueness and stability in adaptive elasticity theory. *J Elasticity* 8: 285-295, 1978.
22. **Cowin SC, Weinbaum S, and Zeng Y.** A case for bone canaliculi as the anatomical site of strain generated potentials. *J Biomech* 28: 1281-1297, 1995.
23. **Drenckhahn DH.** *Anatomie - Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie.* München, Jena: Urban & Fischer, 2003.
24. **Duda GN, Heller M, Albinger J, Schulz O, Schneider E, and Claes L.** Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *J Biomech* 31: 841-846, 1998.
25. **Eilert RE, Hill K, and Bach J.** Greater trochanteric transfer for the treatment of coxa brevis. *Clin Orthop Relat Res* 434: 92-101, 2005.
26. **Elke RP, Cheal EJ, Simmons C, and Poss R.** Three-dimensional anatomy of the cancellous structures within the proximal femur from computed tomography data. *J Orthop Res* 13: 513-523, 1995.
27. **Fabeck L, Parewyck S, Rooze M, and Burny F.** Geometrical analysis of the femoral neck torsion. *Cells Tissues Organs* 167: 68-72, 2000.
28. **Fabeck L, Tolley M, Rooze M, and Burny F.** Theoretical Study of the Decrease in the Femoral Neck Anteversion during Growth. *Cells Tissues Organs* 171: 269-275, 2002.
29. **Frost HM.** Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec* 226: 403-413, 1990.
30. **Frost HM.** Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's law: the remodeling problem. *Anat Rec* 226: 414-422, 1990.
31. **Frost HM.** The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs. *J Bone Miner Metab* 18: 305-316, 2000.

32. **Frost HM, Vilanueva AR, Jett S, and Eyring E.** Tetracycline-based analysis of bone remodelling in osteopetrosis. *Clin Orthop Relat Res* 65: 203-217, 1969.
33. **Fyhrie DP, and Carter DR.** A unifying principle relating stress to trabecular bone morphology. *Journal of Orthopaedic Research* 4: 304-317, 1986.
34. **Gomberg BR, Saha PK, and Wehrli FW.** Topology-based orientation analysis of trabecular bone networks. *Med Phys* 30: 158-168, 2003.
35. **Greenwald AS, and O'Connor JJ.** The transmission of load through the human hip joint. *J Biomech* 4: 507-528, 1971.
36. **Guggino SE, Lajeunesse D, Wagner JA, and Snyder SH.** Bone remodeling signaled by a dihydropyridine- and phenylalkylamine-sensitive calcium channel. *Proc Natl Acad Sci U S A* 86: 2957-2960, 1989.
37. **Hegedus DH, and Cowin SC.** Bone remodeling II: small strain adaptive elasticity. *J Elasticity* 6: 337-352, 1976.
38. **Heimkes B.** Form follows function. Physiologic and pathologic development of the hip joint. *Revue du Rhumatisme (English Edition)* 64: 167S-168S, 1997.
39. **Heimkes B, Posel P, and Esterl R.** Untersuchungen zur Implantationstechnik von Tumor- und Krückstockprothesen. *Unfallchirurg* 95: 236-239, 1992.
40. **Heimkes B, Posel P, and Plitz W.** [Biomechanics of the hip joint in children]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 133: 357-363, 1995.
41. **Heimkes B, Posel P, Plitz W, and Jansson V.** Forces acting on the juvenile hip joint in the one-legged stance. *J Pediatr Orthop* 13: 431-436, 1993.
42. **Heimkes B, Posel P, Plitz W, and Zimmer M.** Die altersabhängige Kräfteverteilung am koxalen Femurende des normal wachsenden Kindes. *Z Orthop* 135: 17-23, 1997.
43. **Heimkes B, Posel P, Plitz W, and Zimmer M.** Investigations on mechanism of Salter-1-fractures of the greater trochanter. *Eur J Pediatr Surg* 3: 41-45, 1993.
44. **Heimkes B, Stotz S, and Heid T.** Pathogenese und Prävention der spastischen Hüftluxation. *Z Orthop* 130: 413-418, 1992.
45. **Hewitt JD, Glisson RR, Guilak F, and Vail TP.** The mechanical properties of the human hip capsule ligaments. *J Arthroplasty* 17: 82-89, 2002.
46. **Homminga J, McCreadie BR, Ciarelli TE, Weinans H, Goldstein SA, and Huiskes R.** Cancellous bone mechanical properties from normals and patients with hip fractures differ on the structure level, not on the bone hard tissue level. *Bone* 30: 759-764, 2002.
47. **Hosli P, and von Laer L.** [Traumatic loosening of apophyses in the pelvic area and the proximal femur]. *Orthopade* 24: 429-435, 1995.
48. **Huiskes R.** If bone is the answer, then what is the question? *J Anat* 197 ( Pt 2): 145-156, 2000.

49. **Huiskes R, Ruimerman R, van Lenthe GH, and Janssen JD.** Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature* 405: 704-706, 2000.
50. **Jacobs CR, Simo JC, Beaupre GS, and Carter DR.** Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. *J Biomech* 30: 603-613, 1997.
51. **Jansson V, Heimkes B, and Zimmer M.** Stress transfer at the femoral bone/bone cement interface as a function of the cement thickness. *Archives of Orthopaedic & Trauma Surgery* 112: 65-68, 1993.
52. **Jaworski ZF, and Uthoff HK.** Reversibility of nontraumatic disuse osteoporosis during its active phase. *Bone* 7: 431-439, 1986.
53. **Jee WSS.** *The skeletal tissues*. Baltimore: Urban and Schwarzenberg, 1988, p. 211-254.
54. **Jouve JL, Glard Y, Garron E, Piercecchi MD, Dutour O, Tardieu C, and Bollini G.** Anatomical study of the proximal femur in the fetus. *J Pediatr Orthop B* 14: 105-110, 2005.
55. **Kerr R, Resnick D, Sartoris DJ, Kursunoglu S, Pineda C, Haghghi P, Greenway G, and Guerra J, Jr.** Computerized tomography of proximal femoral trabecular patterns. *J Orthop Res* 4: 45-56, 1986.
56. **Kinney JH, Haupt DL, Balooch M, Ladd AJ, Ryaby JT, and Lane NE.** Three-dimensional morphometry of the L6 vertebra in the ovariectomized rat model of osteoporosis: biomechanical implications. *J Bone Miner Res* 15: 1981-1991, 2000.
57. **Kinney JH, Stolken JS, Smith TS, Ryaby JT, and Lane NE.** An orientation distribution function for trabecular bone. *Bone* 36: 193-201, 2005.
58. **Kleerekoper M, Villanueva AR, Stanciu J, Rao DS, and Parfitt AM.** The role of three-dimensional trabecular microstructure in the pathogenesis of vertebral compression fractures. *Calcif Tissue Int* 37: 594-597, 1985.
59. **Klein P, and Sommerfeld P.** *Biomechanik der menschlichen Gelenke - Grundlagen, Becken, untere Extremität*. München: Elsevier GmbH, 2004.
60. **Koike M, Shimokawa H, Kanno Z, Ohya K, and Soma K.** Effects of mechanical strain on proliferation and differentiation of bone marrow stromal cell line ST2. *J Bone Miner Metab* 23: 219-225, 2005.
61. **Kummer B.** *Biomechanik - Form und Funktion des Bewegungsapparates*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 2005.
62. **Kummer B.** *Pathophysiologie der Frakturheilung im Kindesalter*. Stuttgart: Thieme, 1982.
63. **Levenston ME, Beaupre GS, Jacobs CR, and Carter DR.** The role of loading memory in bone adaptation simulations. *Bone* 15: 177-186, 1994.

64. **Lichtinger T, and Heimkes B.** Reconstruction of the greater trochanter with an allograft after resection of a giant cell tumor. *Arch Orthop Trauma Surg* 124: 715-717, 2004.
65. **Lippert H.** *Lehrbuch Anatomie*. München, Jena: Urban & Fischer, 2003.
66. **Löffler G, and Petrides PE.** *Biochemie und Pathobiochemie*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 2003, p. 730-732, 953-957.
67. **Lohscheidt K.** Mathematisches Modell eines Knochenbälkchens zur Analyse der PAUWELS'schen Hypothese von der funktionellen Anpassung des Knochens. Universität Köln, 1987.
68. **Majdani Shabestari O.** Zur Struktur des knöchernen Implantatlagers nach Morphometrie bioptischer und autoptischer Fälle. Freie Universität Berlin, 2002.
69. **Maquet PGJ.** *Biomechanics of the Hip - as applied to osteoarthritis and related conditions*. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo: Springer Verlag, 1985.
70. **Marotti G.** The structure of bone tissues and the cellular control of their deposition. *Ital J Anat Embryol* 101: 25-79, 1996.
71. **Martens M, Van Audekercke R, Delpont P, De Meester P, and Mulier JC.** The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. *J Biomech* 16: 971-983, 1983.
72. **Menschik F.** The hip joint as a conchoid shape. *J Biomech* 30: 971-973, 1997.
73. **Meyberg K, and Vachenauer P.** *Höhere Mathematik 1 - Differential- und Integralrechnung, Vektor- und Matrizenrechnung*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 1998.
74. **Meyer GH.** *Die Architektur der Spongiosa*. Archiv für den anatomischen und physiologischen Wissenschaften im Medicin, 1867, p. 615-628.
75. **Mikic B, and Carter DR.** Bone strain gage data and theoretical models of functional adaptation. *J Biomech* 28: 465-469, 1995.
76. **Mullender M, van Rietbergen B, Ruesegger P, and Huiskes R.** Effect of mechanical set point of bone cells on mechanical control of trabecular bone architecture. *Bone* 22: 125-131, 1998.
77. **Osborne D, Effmann E, Broda K, and Harrelson J.** The development of the upper end of the femur, with special reference to its internal architecture. *Radiology* 137: 71-76, 1980.
78. **Parfitt AM.** Age-related structural changes in trabecular and cortical bone: cellular mechanisms and biomechanical consequences. *Calcif Tissue Int* 36 Suppl 1: S123-128, 1984.
79. **Parfitt AM.** The cellular basis of bone remodeling: the quantum concept reexamined in light of recent advances in the cell biology of bone. *Calcif Tissue Int* 36 Suppl 1: S37-45, 1984.

80. **Pauwels F.** *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte - Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie.* Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 1973.
81. **Pauwels F.** Der Schenkelhalsbruch - Ein mechanisches Problem - Grundlagen des Heilungsvorganges. Prognose und kausale Therapie. *Z orthop Chir* 63: Beilageheft, 1935.
82. **Pauwels F.** Die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates für die Beanspruchung der Röhrenknochen - Erster Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Z Anat Entwickl Gesch* 114: 129-166, 1948.
83. **Pauwels F.** Funktionelle Anpassung des Knochens durch Längenwachstum. In: *Verh Dtsch Orthop Ges, 45 Kongreß* 1958.
84. **Pauwels F.** Grundriß einer Biomechanik der Frakturheilung. *Verh Dtsch Orthop Ges* 34: 62-108, 1940.
85. **Pauwels F.** Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens - Siebenter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Morph Jb* 95: 35-54, 1954.
86. **Pearson OM, and Lieberman DE.** The aging of Wolff's "law": Ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone. *Am J Phys Anthropol* Suppl 39: 63-99, 2004.
87. **Popov EP.** *Mechanics of Materials.* Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1978.
88. **Putz R, and Pabst R.** *Sobotta - Atlas der Anatomie des Menschen.* München, Jena: Urban & Fischer, 2000.
89. **Rath B, Nam J, Knobloch TJ, Lannutti JJ, and Agarwal S.** Compressive forces induce osteogenic gene expression in calvarial osteoblasts. *J Biomech* 41: 1095-1103, 2008.
90. **Reich KM, and Frangos JA.** Effect of flow on prostaglandin E2 and inositol trisphosphate levels in osteoblasts. *Am J Physiol* 261: C428-432, 1991.
91. **Roux W.** *Der züchtende Kampf der Teile, oder die 'Teilauslese' im Organismus (theorie der 'funktionellen Anpassung').* Leipzig: Wilhelm Engelmann, 1881.
92. **Ruff C, Holt B, and Trinkaus E.** Who's afraid of the big bad Wolff?: "Wolff's law" and bone functional adaptation. *Am J Phys Anthropol* 129: 484-498, 2006.
93. **Ruimerman R, Hilbers P, van Rietbergen B, and Huiskes R.** A theoretical framework for strain-related trabecular bone maintenance and adaptation. *J Biomech* 38: 931-941, 2005.
94. **Ruimerman R, Van Rietbergen B, Hilbers P, and Huiskes R.** A 3-dimensional computer model to simulate trabecular bone metabolism. *Biorheology* 40: 315-320, 2003.
95. **Ruimerman R, Van Rietbergen B, Hilbers P, and Huiskes R.** The effects of trabecular-bone loading variables on the surface signaling potential for bone remodeling and adaptation. *Ann Biomed Eng* 33: 71-78, 2005.

96. **Rydell N.** Biomechanics of the hip-joint. *Clin Orthop Relat Res* 6-15, 1973.
97. **Rydell NW.** Forces acting on the femoral head-prosthesis. A study on strain gauge supplied prostheses in living persons. *Acta Orthop Scand* 37: Suppl 88:81-132, 1966.
98. **Schiebler TH, and Schmidt WH.** *Anatomie - Zytologie, Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen.* Berlin, Heidelberg: Springer Verlag, 2003.
99. **Shefelbine SJ, and Carter DR.** Mechanobiological predictions of femoral anteversion in cerebral palsy. *Ann Biomed Eng* 32: 297-305, 2004.
100. **Simoës JA, Vaz MA, Blatcher S, and Taylor M.** Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur. *Med Eng Phys* 22: 453-459, 2000.
101. **Singh M, Nagrath AR, and Maini PS.** Changes in trabecular pattern of the upper end of the femur as an index of osteoporosis. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume* 52: 457-467, 1970.
102. **Skedros JG, and Baucom SL.** Mathematical analysis of trabecular 'trajectories' in apparent trajectorial structures: the unfortunate historical emphasis on the human proximal femur. *J Theor Biol* 244: 15-45, 2007.
103. **Skerry TM.** One mechanostat or many? Modifications of the site-specific response of bone to mechanical loading by nature and nurture. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 6: 122-127, 2006.
104. **Smit TH, Odgaard A, and Schneider E.** Structure and function of vertebral trabecular bone. *Spine* 22: 2823-2833, 1997.
105. **Stiehl JB, Jacobson D, and Carrera G.** Morphological analysis of the proximal femur using quantitative computed tomography. *Int Orthop* 31: 287-292, 2007.
106. **Szivek JA, Benjamin JB, and Anderson PL.** An experimental method for the application of lateral muscle loading and its effect on femoral strain distributions. *Med Eng Phys* 22: 109-116, 2000.
107. **Tanck E, Ruimerman R, and Huiskes R.** Trabecular architecture can remain intact for both disuse and overload enhanced resorption characteristics. *J Biomech* 39: 2631-2637, 2006.
108. **Taylor ME, Tanner KE, Freeman MA, and Yettram AL.** Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? *Med Eng Phys* 18: 122-131, 1996.
109. **Turner CH, Anne V, and Pidaparti RM.** A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation: do continuum-level strain gradients drive adaptation? *J Biomech* 30: 555-563, 1997.
110. **Turner CH, Owan I, and Takano Y.** Mechanotransduction in bone: role of strain rate. *Am J Physiol* 269: 438-442, 1995.

111. **Uchiyama T, Tanizawa T, Muramatsu H, Endo N, Takahashi HE, and Hara T.** Three-dimensional microstructural analysis of human trabecular bone in relation to its mechanical properties. *Bone* 25: 487-491, 1999.
112. **van der Meulen MC, Beaupre GS, and Carter DR.** Mechanobiologic influences in long bone cross-sectional growth. *Bone* 14: 635-642, 1993.
113. **Van Rietbergen B, Huiskes R, Eckstein F, and Rugesegger P.** Trabecular bone tissue strains in the healthy and osteoporotic human femur. *J Bone Miner Res* 18: 1781-1788, 2003.
114. **Vieira EL, Vieira EA, da Silva RT, Berlfein PA, Abdalla RJ, and Cohen M.** An anatomic study of the iliotibial tract. *Arthroscopy* 23: 269-274, 2007.
115. **Weinans H, Huiskes R, and Grootenboer HJ.** The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *J Biomech* 25: 1425-1441, 1992.
116. **Weinbaum S, Cowin SC, and Zeng Y.** A model for the excitation of osteocytes by mechanical loading-induced bone fluid shear stresses. *J Biomech* 27: 339-360, 1994.
117. **Wolff J.** *Das Gesetz der transformation der knochen.* Leipzig: Hirschwald, 1892.
118. **Yeh O, and Keaveny T.** Biomechanical Effects of Intraspecimen Variations in Trabecular Architecture: A Three-Dimensional Finite Element Study. *Bone* 25: 223-228, 1999.

## IX Publierte Ergebnisse

### Originalarbeit

**Skuban T, Vogel T, Baur-Melnyk A, Jansson V, Heimkes B.** Function-Orientated Structural Analysis of the Proximal Human Femur. *Cells Tissues Organs*, published online March 25, 2009, DOI 10.1159/000210065

### Abstracts

**Heimkes B, Skuban T, Baur-Melnyk A, Eisele O, Jansson V,** Das Bündelpfeiler-Konzept – Beitrag zum Mechanismus der hüftgelenksnahen Femurfrakturen. 85. *Jahrestagung der Vereinigung der Bayerischen Chirurgen e.V. vom 16. bis 18. Juli 2008 in Traunstein – Gut Ising*

**Heimkes B, Skuban T, Baur-Melnyk A, Vogel T, Renner S,** Das Femur – ein Bündelpfeiler. *Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, 72. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, 94. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie und 49. Tagung des Berufsverbandes der Fachärzte für Orthopädie und Unfallchirurgie vom 22. bis 25. Oktober 2008, Berlin*

### Poster

**Heimkes B, Skuban T, Vogel T, Baur-Melnyk A, Jansson V,** Zugtrabekel – Trugtrabekel, Beitrag zur Bedeutung der Trabekel des koxalen Femurendes. *Treffen des Forschungsnetzwerks Muskuloskelettale Biomechanik (MSB-Net) in der DGOOC am 14. und 15. November 2008 in München*

### Vorträge

**Heimkes B, Renner S, Skuban T,** Pathogenese und operative Therapie der Coxa vara congenita. *56. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden e.V. vom 1. bis 4. Mai 2008, Kongresshaus Baden-Baden*

**Heimkes B, Skuban T, Baur-Melnyk A, Hölzer A, Jansson V,** Hip Function modifies Hip Design – Beitrag zur Mechanobiologie des koxalen Femurendes. *6. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB) vom 14. bis 15. Mai 2009, Münster*

## **X Danksagung**

An dieser Stelle möchte ich mich zuallererst bei meinem Doktorvater Prof. Dr. Bernhard Heimkes bedanken: für die freundliche Überlassung des Themas und vor allem für die konstruktive und kollegiale Zusammenarbeit! Prof. Heimkes gab mir den nötigen wissenschaftlichen und kreativen Freiraum, der besonders in der Entwicklungsphase der Methodik erforderlich war und verstand es, mich immer wieder für das Thema zu begeistern. Ich bin dankbar für die ausgezeichnete Betreuung, für inspirierende Gespräche und für die Wertschätzung, die Prof. Heimkes mir und meiner Arbeit fortwährend entgegenbrachte.

Ein besonderer Dank geht auch an PD Dr. Andrea Baur-Melnyk und Florian Osterried vom Institut für Klinische Radiologie für die freundliche Unterstützung beim Erstellen der CT-Aufnahmen.

Dr. Tobias Vogel danke ich ganz herzlich für die Hilfe bei der Beschaffung der Femur-Präparate.

Ganz besonders bedanke ich mich hier bei Thomas Schwaiger, einem äußerst intelligenten und kompetenten Ratgeber, für alle bereichernden und wertvollen Gespräche.

Diese Arbeit wäre nicht möglich gewesen ohne die Unterstützung meines Freundes Volker Eiseler. Ich danke ihm für die Hilfe bei technischen Problemen, für jedes gute Wort und dafür, dass er immer an meiner Seite steht!

# XI Lebenslauf

## Persönliche Daten

Name: Tobias Paul Skuban  
Geburtsdatum: 21. Oktober 1978  
Geburtsort: Wolfratshausen  
Familienstand: ledig  
Nationalität: deutsch  
Konfession: katholisch

## Schulbildung

1985 – 1989 Grundschule am Isardamm, Geretsried  
1989 – 1998 Gymnasium Geretsried  
26.06.1998 Allgemeine Hochschulreife

## Zivildienst

1998 – 1999 Allgemeinchirurgische Abteilung der Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, Klinikum Innenstadt

## Studium

1999 – 2003 Studium des Konzertfaches Orgel an der Hochschule für Musik und Theater, München  
2003 – 2009 Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München  
03/2005 Ärztliche Vorprüfung

02/2008 – 02/2009 Praktisches Jahr

04/2009 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

05/2009 Approbation als Arzt

### **Famulaturen und Auflistung der PJ-Tertiale**

09/2005 Pathologie, Städtisches Krankenhaus München-Neuperlach

08/2006 – 09/2006 Interdisziplinäre Notaufnahme „Prälinik“, Städtisches  
Krankenhaus München-Bogenhausen

03/2007 – 04/2007 Kinderorthopädie, Orthopädische Klinik und Poliklinik der  
Ludwig-Maximilians-Universität München, Klinikum  
Großhadern

09/2007 – 10/2007 Friedrich-Baur-Institut an der Neurologischen Klinik und  
Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München,  
Klinikum Innenstadt

02/2008 – 03/2008 und 08/2008 – 10/2008

1. PJ-Tertial: Wahlfach Neurologie am Friedrich-Baur-Institut  
an der Neurologischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-  
Maximilians-Universität München, Klinikum Innenstadt

03/2008 – 07/2008 2. PJ-Tertial: Innere Medizin als Stipendiat von Harvard  
Medical International (advanced medicine und primary care am  
Mt. Auburn Hospital, Cambridge; Endokrinologie am Brigham  
and Women's Hospital, Boston; Kardiologie am Beth Israel  
Deaconess Medical Center, Boston)

10/2008 – 02/2009 3. PJ-Tertial: Chirurgie am Städtischen Klinikum München-  
Schwabing

**Berufstätigkeit**

seit 06/2009 Assistenzarzt am Friedrich-Baur-Institut an der Neurologischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, Klinikum Innenstadt

**Wissenschaftliche Ausbildung**

08/2005 – 06/2006 Laborpraktikum am Adolf-Butenandt-Institut der Ludwig-Maximilians-Universität München zum Thema: „Der Einfluss der Stabilität von Promotor-Chromatin auf die Induzierbarkeit der Genexpression“

01/2007 Beginn der vorliegenden Promotion bei Prof. Dr. Bernhard Heimkes an der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, Klinikum Großhadern

## **XII Ehrenwörtliche Erklärung**

Diese Dissertation wurde selbständig und ohne unerlaubte Hilfe angefertigt.

München, den \_\_\_\_\_

---

Tobias Paul Skuban

Dissertation eingereicht am \_\_\_\_\_