



Density distribution and direction of bending strength in cross- sections of the tibial head in humans

Sha, N

(Citation)

The Kobe journal of the medical sciences, 36(3-4):115-125

(Issue Date)

1990

(Resource Type)

departmental bulletin paper

(Version)

Version of Record

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/E0034265>



DIE DICHTEVERTEILUNG UND DIE LAGE DER RICHTUNGEN
DER BIEGEFESTIGKEIT IN QUERSCHNITTEN
VON TIBIAKOPF DES MENSCHEN

NORIHIRO SHA*

Aus dem Anatomischen Institut der Universität zu Köln¹
Lindenburg 5000 Köln 41

*Orthopädische Klinik der Universität Kobe²

SCHLÜSSELWÖRTER

Biomechanik; Tibiakopf; Dichteverteilung; Biegefestigkeit

ZUSAMMENFASSUNG

Diese Arbeit untersucht die Materialverteilung im Tibiakopf des Menschen auf 4 verschiedenen Querschnittsniveaus und analysiert mit Hilfe des Densitometers und Microcomputers anschließend die Lage der Richtung der größten Biegefestigkeit im Tibiakopf.

EINLEITUNG

Pauwels¹⁾(1965) entwickelte die Theorie der funktionellen Anpassung, nach der alle Stützelemente an ihre aktuelle Beanspruchung nicht nur durch die Form, sondern auch durch die Materialverteilung nahezu optimal angepasst sein. Er versuchte, seine Theorie durch einen Vergleich zwischen der örtlichen Spannungs- und Materialverteilung über die Länge der menschlichen

1. Direktoren: Prof.Dr.med. B. Kummer

2. Direktoren: Prof.Dr.med. K. Hirohata

Received for publication : August 31, 1990

Author's name in Japanese : 謝 典 穎

Ulna und durch einen Vergleich zwischen Spannungsprofil und Massenverteilung über den Tibiaquerschnitt zu untermauern. Pauwels, der die Dichteanalyse durch Abschätzen des Schwärzungsgrades im klinischen Röntgenbild vorgenommen hatte, kam zu dem Schluß, daß Menge und Verteilung des Knochenmaterials recht genau mit dem errechneten Spannungsprofil und der Beanspruchung im Model übereinstimmen.

Kummer²⁾ (1975/1978) fand mit Hilfe von Spannungsberechnungen an Tibiaquerschnitten bei genormter Biegebeanspruchung heraus, daß die Materialverteilung in der Wand des Tibiaschaftes besonders geeignet ist, einer Biegebeanspruchung in sagittaler Richtung standzuhalten.

Schließlich untersuchten Kummer und Breul³⁾ (1981) die Lage der Richtung größter Biegefestigkeit in 5 definierten Querschnittshöhen des Tibiaschaftes.

Auch hier zeigte sich in Übereinstimmung mit Pauwels (1965), daß die Tibia in der oberen Schafthälfte ganz eindeutig an eine Biegebeanspruchung in sagittaler Richtung - bei dorsal gelegener biegender Kraft - angepaßt ist. Allerdings lag der Proximalste der untersuchten Querschnitte erst bei 26% der Tibiagesamtlänge und die Untersuchung stützte sich allein auf die Flächenwerte der Querschnitte ohne Berücksichtigung der Dichteverteilung.

Diese Arbeit untersucht die Materialverteilung im Tibiakopf des Menschen auf 4 verschiedenen Querschnittsniveaus und analysiert anschließend die Lage der Richtung der größten Biegefestigkeit im Tibiakopf.

MATERIAL UND METHODE

Für die vorliegende Untersuchung wurden 6 makroskopisch und röntgenologisch unauffällige Kniegelenke formalinfixierter Präparierkursleichen ausgewählt (Tab. 1). Mit Hilfe des in Abbildung 1 (Abb. 1) dargestellten Apparates wurde nach Bestimmung der Tibiagesamtlänge, d.h. des Abstandes zwischen der "Area intercondylaris anterior" und der Mitte der "Facies articularis inferior", von proximal aus 5, 10, 15 und 20% der Tibiagesamtlänge markiert, darüberhinaus wurde die Richtung anterior-posterior (a.-p.) auf dem Knochen eingetragen. Mit der Bandsäge wurden von den markierten Niveaus aus nach proximal jeweils Knochenscheiben mit einer angestrebten Dicke von 5 mm $\pm$ 5% planparallel

BIOMECHANISCHE UNTERSUCHUNG DES TIBIAKOPFES

Tab. 1 Angaben zum Untersuchungsmaterial

MATERIALNACHWEIS			
Kennzahl	Alter in Jahren	Geschlecht	Knochenlänge
1	80	weiblich	31.9cm
2	71	weiblich	32.5cm
3	78	weiblich	34.8cm
4	90	weiblich	34.5cm
5	80	weiblich	33.7cm
6	75	weiblich	32.5cm

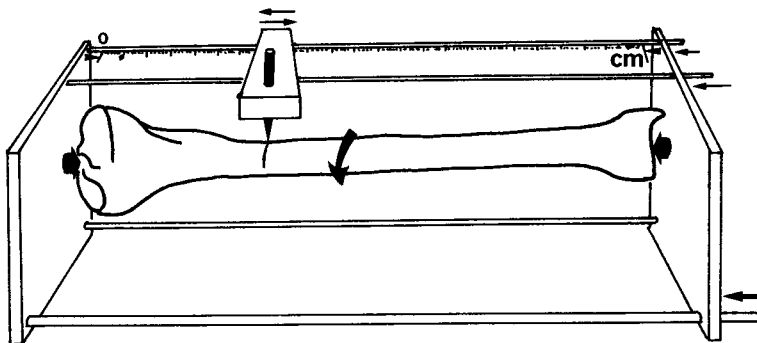


Abb. 1 Meßapparat nach Bestimmung der Achse und Gesamtlänge von Tibia

geschliffen wurden.

Von diesen Knochenquerschnitten wurden unter standardisierten Bedingungen jeweils zusammen mit treppenförmigen Vergleichskörpern aus Aluminium (0.08-30 mm) Röntgenaufnahmen angefertigt (Cronex NDT55). Die quantitative Analyse der Röntgendichtevertellung wurde mit Hilfe des Micro-Densitometers (3CS von Joyce Loeb) und des Microcomputer 108 (Apple) vorgenommen.

Zunächst wurde ein Punkt "M" als Mittelpunkt des Abstands der mit anterior bzw. posterior markierten äußeren Knochenkontur festgelegt und die Richtung nach anterior als 0° definiert. Es wurden im Gegenuhrzeigersinn (0°= anterior, 90°= lateral, 180°= posterior, 270°= medial) alle 15 Grad Dichtemessungen diagonal durch den Knochenquerschnitt vorgenommen, d.h. 12 Messungen pro Schnitt. Die Spaltbreite des Meßstrahls betrug 2 mm. Die Meßstrecke vom Mittelpunkt "M" bis zum Rand der Knochenscheibe wurde in jeweils 10% Schritte unterteilt. In jedem dieser 10% Bereiche wurde der durchschnittliche Dichtewert pro Abschnitt ermittelt. Aus den Werten der 6 untersuchten Knochen wurde für jedes Niveau (5, 10, 15 und 20% der Tibialänge) ein Durchschnittsmodell errechnet.

Bei der Verarbeitung der Rohmeßwerte wurde Folgendes berücksichtigt:

1) Einflüsse der durch die Strahlendivergenz bedingten Schwärzungsunterschiede im Röntgenbild wurden rechnerisch eliminiert.

2) Anhand einer mit Hilfe der Stufenkeile ermittelten Standardkurve wurde die Röntgendichte der Knochenscheiben in "mm Aluminium" bestimmt.

3) Die anatomisch bedingte Schrägung der Knochenscheibenkanten, die ohne Korrektur zu fälschlich zu geringen Dichte werten in kantennahen Bereichen führt, wird mittels mathematisch-statistischer Methoden (time series analysis, autocorrelation, moving average) ausgeglichen, so daß mit einer idealisierten Knochenscheibe mit senkrechten Kanten gearbeitet wird. Außerdem wurden aus den Querschnittsumrißdaten die Koordinaten x_0/y_0 des Flächenschwerpunktes und seine Abweichung von dem zuvor definierten Mittelpunkt "M" ermittelt. Aus der Dichteverteilung wurden die Massenträgheitsmomente I_y und I_x um die X- bzw. Y-Achse sowie das Zentrifugalmoment I_{xy} berechnet. Für die Berechnung der Hauptachsen bzw. der Drehwinkel (Phei) wurde die Formel (i), für die Hauptflächenmomente die Formeln (ii) bis (iii) benutzt.

$$Phei = 1/2 \arctan (2 \times I_{xy}/I_y - I_x) \dots\dots\dots(i)$$

$$I_x = \sum_{j=0}^3 \left[\sum_{i=0}^0 (D_{ij} \times dsQ_{ij} \times Y_{ij}^2) \right] \dots\dots\dots(ii)$$

$$I_y = \sum_{j=0}^3 \left[\sum_{i=1}^0 (D_{ij} \times dsQ_{ij} \times X_{ij}^2) \right] \dots\dots\dots(iii)$$

$$I_{xy} = \sum_{j=0}^3 \left[\sum_{i=0}^0 (D_{ij} \times dsQ_{ij} \times X_{ij} \times Y_{ij}) \right] \dots\dots\dots(iv)$$

ERGEBNISSE

(1) Die Dichteverteilung über den Querschnitt (Abb.2) findet sich auf dem 5% Niveau die Zonen höherer Dichten auf der medialen Seite im mittleren und auf der posterior Seite im kantennahen Bereich, während insbesondere die Richtung nach anterior sehr geringe Dichtewerte aufweist. Auf dem 10% Niveau (Abb. 3) finden sich diese Zonen geringer Dichte nur noch im antero-lateralen Abschnitt, während das 15% Niveau (Abb.4) schon deutlich ansteigende Dichtewerte zum Rand mit ganz geringen Dichten in den mittleren Abschnitten zeigt. Im kantennahen Bereich finden sich niedrige Dichtewerte antero-lateral und in geringerem Maße auch

BIOMECHANISCHE UNTERSUCHUNG DES TIBIAKOPFES

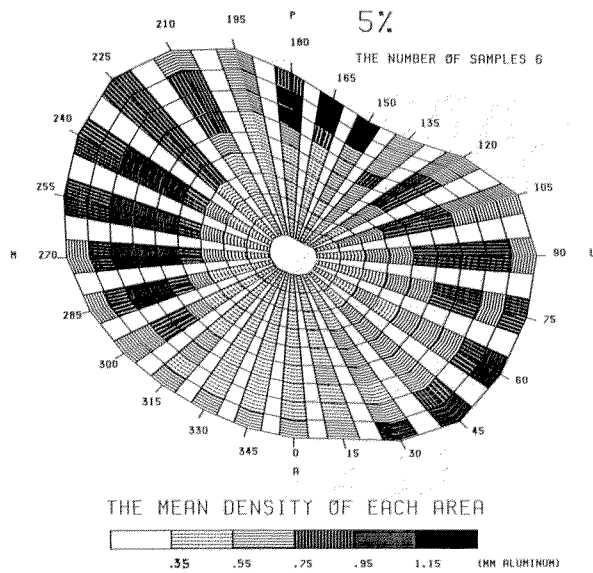


Abb. 2 Dichteverteilung auf dem 5% Niveau

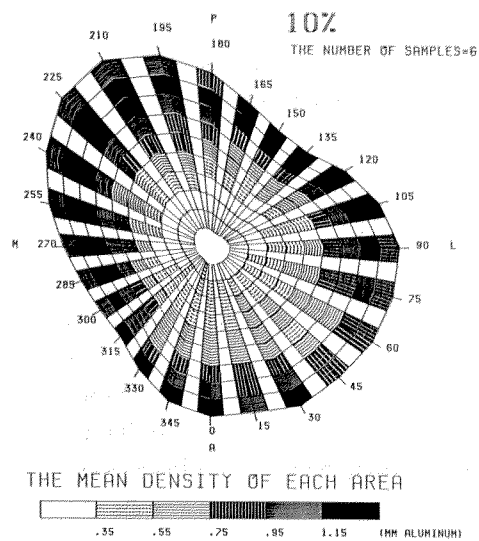


Abb. 3 Dichteverteilung auf dem 10% Niveau

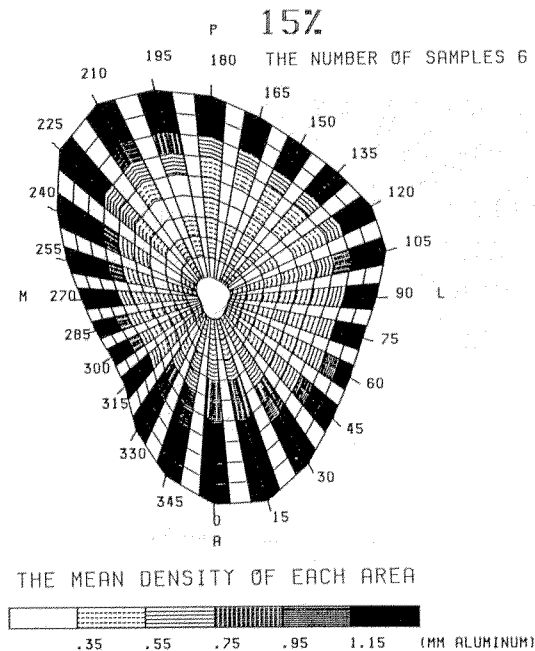


Abb. 4 Dichteverteilung auf dem 15% Niveau

antero-medial. Das 20% Niveau weist mit Ausnahme der Richtung nach antero-lateral über den ganzen Umfang nur kantennah hohe Dichtewerte auf (Abb.5).

(2) Die Richtungen der Hauptachsen des Massenträgheitsmomentes

Die Abweichung des angenommenen Mittelpunktes "M" von dem errechneten Flächenschwerpunkt ist so gering (2.4% auf der X-Achse und 3.5% auf der Y-Achse), daß sie außer Acht gelassen werden konnte. Die Bestimmung der Massenträgheitsmomente (Abb.6) ergab ein Abdrehen der Richtung der maximalen Hauptträgheitsachse "H₂" von 67° (5% Niveau) ausgehend im Uhrzeigersinn über 42° (10% Niveau), 14° (15% Niveau), 9° (20% Niveau) in die sagittale Richtung (Abb.7).

BIOMECHANISCHE UNTERSUCHUNG DES TIBIAKOPFES

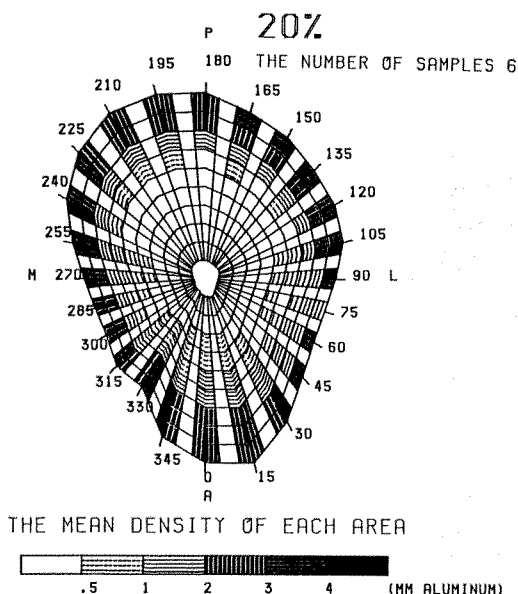


Abb. 5 Dichterverteilung auf dem 20% Niveau

DISKUSSION

(1) Die Modelltibia

Der Entschluß, aus den gemittelten Meßwerten der 6 untersuchten Knochen eine Modelltibia zu bilden, aus deren Umrißdaten und Dichtewerten dann die Berechnung der Flächenträgheitsmomente und der Richtungen der größten Beigefestigkeit erfolgte, resultiert nicht zuletzt aus folgenden methodischen Schwierigkeiten:

1: Die Festlegung der Sagittalebene erfolgt letztlich nach Augenmaß - es wurde über den höchsten Punkt der "Tuberositas tibiae" eine Senkrechte gezogen (= anterior) und dann um 180° versetzt auf der dorsalen Seite eine weitere Senkrechte als Markierung für posterior aufgetragen. Der für den Meßvorgang benötigte Mittelpunkt "M" ist von der auf diese Art festgelegten Sagittalebene abhängig. Allerdings zeigt der Vergleich mit dem aus den Umrißdaten errechneten Flächenschwerpunkt eine gute Übereinstimmung der beiden Punkte.

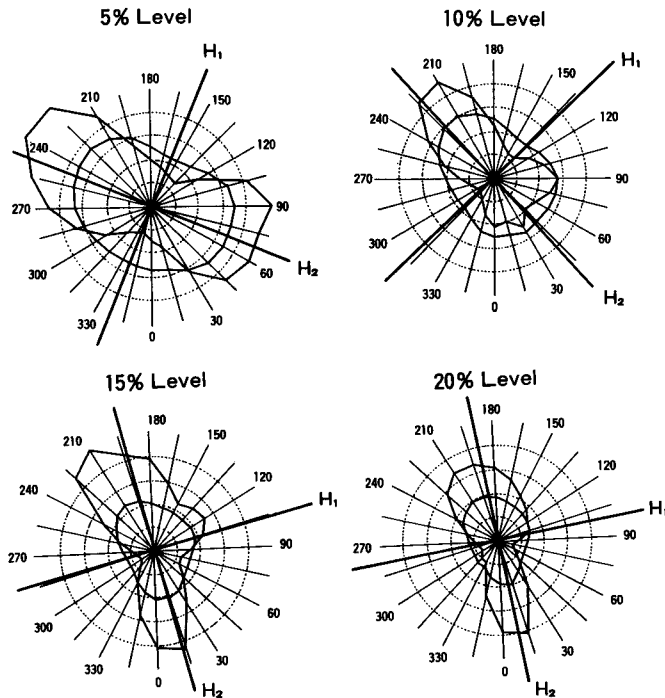


Abb. 6 Richtungen der Hauptachsen (H_2) des Massenträgheitsmomentes

2: Die natürliche Schrägung im Kantenbereich des Knochens, die gerade im Bereich der Knochenenden besonders ausgeprägt ist, führt bei Dichtemessungen am Röntgenbild ohne Korrektur zu fälschlich zu geringen Dichtewerten in den kantennahen Bezirken. Dieses Problem besteht gleichermaßen bei dünneren und dickeren Schnitten und ist nur durch mathematisch-statistische Methoden zur Herstellung einer idealisierten Knochenscheibe mit senkrechten Kanten in den Griff zu bekommen.

3: Die Zusammenfassung der Meßwerte in einen Durchschnittswert pro 10% Abschnitt der Meßstrecke ermöglicht eine übersichtliche Darstellung der Dichteverteilung und vereinfacht die Auswertung, kann aber tatsächlich gemessene Dichteunterschiede nivellieren. Ein Modell ist nicht nur von den individuellen Besonderheiten des einzelnen Knochens relative unabhängig, sondern auch weniger anfällig für methodenbedingte Zufälligkeiten und Unzulänglichkeiten.

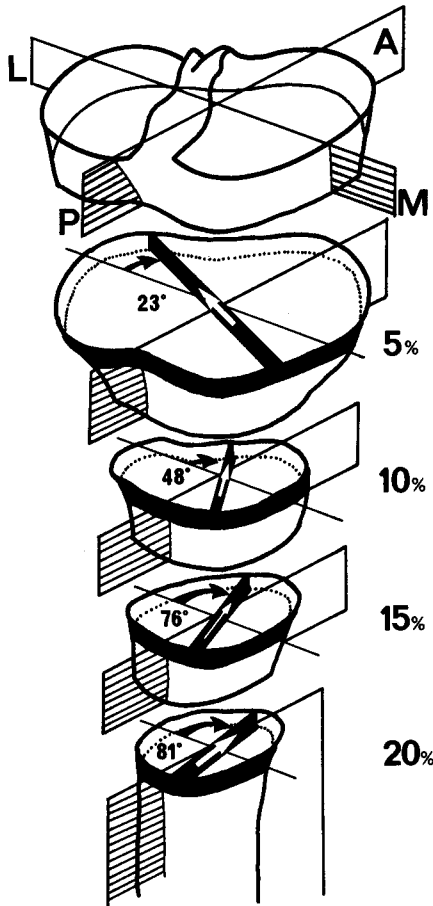


Abb. 7 Lage der Richtungen
größten Beigefestigkeit

(2) Die funktionelle Gestalt des Tibiakopfes

Für den Tibiaschaft ist seit den grundlegenden Arbeiten von Pauwels (1965) bekannt, daß die Tibia in einer fast genau sagittal gestellten Ebene konstant auf Biegung beansprucht wird, wobei die biegende Kraft stets hinter dem Tibiaschaft liegt. Beim Tibiakopf sind die Verhältnisse dadurch verkompliziert, daß das breiflächig mit dem insbesondere seitlich und dorsal den Schaft überragenden Tibiakopfplateau artikuliert, wodurch Gestalt und innerer Aufbau des Kopfes geprägt werden. Die Gestalt und die Materialverteilung in einem Querschnitt ändern sich zwischen dem 5% Niveau und dem schon schaftähnlich gebauten 20% Niveau sehr deutlich. Das 5% Niveau ist geprägt von Spongiosa, in die Bälkechen der subchondralen Verdichtungszone einstrahlen. Besonders auf der medialen Seite, aber auch lateral finden sich die maximalen Dichtewerte in den mittleren Abschnitten, der Querschnitt ist komplett von Spon-

giosa erfüllt, eine kompakte ist kaum ausgeprägt (Abb. 2). Im vorderen Bereich fehlen dichtere Zonen, dieses findet seine Erklärung darin, daß das "Lig. patellae" erst im Bereich des 10-15% Niveaus an der "Tuberositas tibiae" ansetzt. Dagegen finden sich die höchsten lokalen Dichtewerte kantennah auf der posterior Seite, was sich durch das dort ansetzende "Lig. cruciatum post." erklären läßt. Das 10% Querschnittsniveau (Abb. 3) ähnelt von der Gestalt her noch sehr dem darüber gelegenen Schnitt, zeigt aber ansonsten wie die schaftnäheren Schnitte schon deutlich Zonen höherer Dichte im vorderen Bereich, was wohl auf das dort einstrahlende "Lig. patellae" zurückzuführen ist.

Die am stärksten ausgeprägten Dichtemaxima ventral finden sich auf dem 20% Niveau und sind dort wohl in erster Linie auf die sagittal eingeschwunkte Biegebeanspruchung mit dorsal gelegener Kraft zurückzuführen (9° Abb. 5). Der 15% und der 20% Querschnitt (Abb. 4&5), die sich gestaltsmäßig sehr ähnlich sind, zeigen beiden am medialen und posterior Umfang ähnliche, der kompakta entsprechende Dichtewerte, während sich auf der lateralen Seite Zonen geringer Dichte finden. Im Vergleich zu diesen beiden Schnitten weist der 10% Schnitt noch eine erhebliche Verdichtung auf der medialen Seite auf. Die gegenüber der medialen Seite noch erheblich reduzierten Dichtewerte in den tieferen Niveaus—bei ansonsten ganz deutlicher Ausrichtung in der a.-p. Richtung—erklärt sich wohl durch das Vorhandensein der Fibula, deren Rolle bei der Kraftübertragung in dieser Arbeit außer Achtgelassen wurde und einer gesondeten Untersuchung bedarf.

Die von der Dichtevertelung schon vermutete Drehung der Tibiakopfbeanspruchung aus einer annähernd queren Richtung in die sagittale ausgerichtete Beanspruchung (Pauwels 1965, Kummer 1975-78, Kummer und Breul 1981) des proximalen Schaftes, findet ihre Bestätigung durch die errechneten Werte der Hauptträgheitsachsen, die von 67° ausgehend über 42°, 14°, 9° in die sagittale Richtung abdrehen.

(3) Die Trägheitsmomente

In einer schlanken und langen Säule - wie der Tibia -, die in Längsrichtung auf Druck beansprucht wird, entsteht schon bei ganz geringer Exzentrizität der beansprechenden Kraft ein großes Biegemoment. Der dabei beobachtete Grenzbelastungswert "Pcr" (critical compression force) hängt nicht von der Festigkeit des Säulenmaterials sondern von der Länge "L", dem Trägheitsmoment "I" und dem Elastizitätskoeffizienten "E" der Säule ab. Für beiderseits gelenkig gelagerte Säulenenden gilt dann:

$$P_{cr} = \pi^2 EI/L^2$$

(I:kleines Hauptträgheitsmoment, L:Gesämlänge)

d.h. der Grenzwert für die Belastung nimmt zu, wenn das Material immöglichstgroßer Abstand vom Schwerpunkt des einzelnen Querschnittes verteilte wird. Ein hohler Querschnitt wäre demnach stabiler als einer mit gleichmäßiger Verteilung derselben Materialmenge. Vertreter dieses Type ist der 20% Niveau - wie aus

BIOMECHANISCHE UNTERSUCHUNG DES TIBIAKOPFES

die Querschnitte im Schaftbereich der Tibia -, wohingegen im Tibiakopf i.e.S. unter anderen mechanischen Bedingungen mit Spongiosa gefüllte Querschnitte vorliegen.

LITERATUR

1. Pauwels, F.: Gesammelte Abhandlungen zur Biomechanik des Bewegungsapparates. (Springer, Berlin-Heidelberg-New York) 1965.
2. Kummer, B.: Mechanische Beanspruchung und funktionelle Anpassung des Knochens. Verh. Anat. Ges. 72. 21/46. 1978.
3. Kummer, B. et al.: Untersuchungen zur funktionellen Anpassung der Tibia. Vortrag 6. Europ. Anat. Cong., Hamburg 1981.